

Aus dem Institut für Anaesthesiologie der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. med. R. Frey

Aufstellung eines Ventilationsnomogrammes
für den Howells Ventilator

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen
Fakultät der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von
Barbara Jost geb. Sieler
aus Chemnitz

Mainz 1968

Aus dem Institut für Anaesthesiologie der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
Direktor: Professor Dr. R. Frey

Aufstellung eines Ventilationsnomogrammes
für den Howells Ventilator.

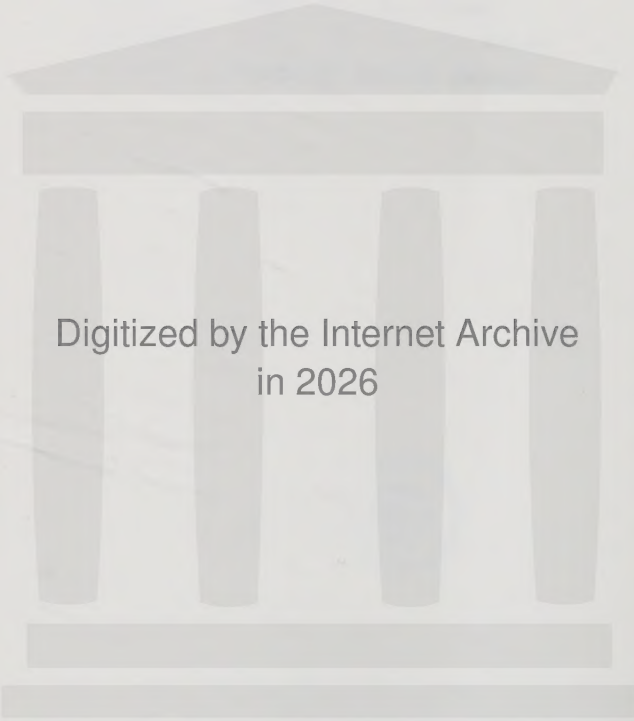
Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen
Fakultät der Johannes Gutenberg - Universität Mainz

vorgelegt von
Barbara Jost geb. Sieler
aus Chemnitz
Mainz 1968

Dekan: Prof. Dr. Dr. Thews
Referent: Priv. Doz. Dr. H. Nolte
Korreferent : Prof. Dr. R. Frey



Meinen Eltern gewidmet



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A.) Einleitung	1
1.) Beatungsmethoden, Indikationen für die künstliche Beatmung und Ventilationsbedarf	
2.) Einteilung und Definition der Respiratoren	
B.) Der Howells Ventilator	11
C.) Zweck der Untersuchung	15
D.) Versuchsanordnung und Durchführung der Messungen	16
E.) Ergebnisse	18
F.) Aufstellung des Nomogrammes	44
G.) Diskussion	46
H.) Zusammenfassung	49
I.) Literaturverzeichnis	50
J.) Abbildungen	55

A.) E I N L E I T U N G

=====

1.) Beatmungsmethoden, Indikationen für die künstliche Beatmung und Ventilationsbedarf

Die Spontanatmung unterscheidet sich von der künstlichen Beatmung im wesentlichen durch eine kreislauffördernde Wirkung infolge der Änderung des intrathorakalen Druckes während der Ein - und Ausatmung. Eine inspiratorische Erweiterung des Brustraumes wird hauptsächlich durch die Abflachung der Zwerchfellkuppeln und durch die Horizontalstellung der nach kaudal geneigten Rippen erreicht. Dadurch entsteht ein transthorakales Druckgefälle zwischen dem konstanten Außendruck einerseits und dem Unterdruck in den Alveolen andererseits. Durch diese inspiratorische Druckerniedrigung im Thorax gelangt einmal Luft durch die Trachea in die Lunge, zum anderen wird durch die Sogwirkung vermehrt Blut über die Hohlvene in den rechten Vorhof des Herzens geleitet. Daraus ergibt sich ein vermehrtes Blutangebot, wodurch die Herzleistung erheblich verbessert wird.

Bei der künstlichen Beatmung tritt jedoch an die Stelle des inspiratorischen Unterdruckes (gegenüber dem Atmosphärendruck) im Thorax ein Überdruck, da der Druck über dem Mund und der Nasenöffnung, über dem Tubusende oder über der Trachealkanüle höher ist, als der Druck über der Thoraxoberfläche. Dieser positive Einatmungsdruck wirkt sich jedoch ungünstig auf das venöse Niederdrucksystem aus, da der Druck im rechten Vorhof ansteigt. Folglich wird der venöse Zufluß zum Herzen und damit auch die Herzauswurfleistung vermindert. Eine künstliche Beatmung stellt somit immer eine Belastung für den Blut - kreislauf dar (31, 33).

Man unterscheidet nach STOFFREGEN (31) folgende Beatmungsmethoden:

- a.) die intermittierende positive Druckbeatmung (IPPR)
- b.) die positiv - negative Druckbeatmung (PNPR) und
- c.) die Wechseldruckbeatmung (WDB), die als Untergruppe der PNP - Beatmung anzusehen ist.

ad a.) IPPR (Intermittent Positive Pressure Respiration)

Bei dieser Beatmungsmethode wird ein positiver intra-thorakaler Einatemungsdruck erzeugt, wobei die Luft durch inspiratorischen Überdruck in die Lunge gelangt. Der für diese Beatmungsform notwendige Beatmungsdruck hat sowohl den elastischen Widerstand von Lunge und Thorax, als auch den Atemwiderstand der Luftwege und des Beatmungssystems zu überwinden. (3, 25, 31).

Der reziproke Wert des elastischen Widerstandes ist definiert als Compliance (= Dehnbarkeit) und wird in Litern Volumenzuwachs pro cm H₂O Druckanstieg angegeben (16). Man unterscheidet eine totale Compliance (Lungen-Thorax - Compliance), welche die Dehnbarkeit der Lungen und des Thorax betrifft, von einer Lungen - Compliance, welche nur die Dehnbarkeit der Lungen bezeichnet. Beide Formen der Compliance zeigen individuelle Schwankungen und sind altersabhängig (12), Unterschiede zeigen sich auch beim Vergleich narkotisierter und wacher Patienten (17). Auch Lageveränderungen oder Lungen - und Zwerchfellkompression können die Compliance verändern (4, 11, 5). WATSON (32) zeigte, daß die Compliance der Lungen und des Thorax bei künstlicher Beatmung gegenüber der Spontanatmung stark reduziert ist. Das heißt, daß bei der Dauerbeatmung der Atemwiderstand erhöht wird. Daraus ergibt sich, daß bei künstlicher Beatmung mit einem Respirator ein erheblicher Teil des Beatmungsdruckes zur Überwindung des erhöhten elastischen Widerstandes aufgebracht werden muß, um hinreichende Volumenänderungen von Lungen und Thorax zu erzielen.

Um den Atemwiderstand der Luftwege und des Beatmungssystems zu überwinden, muß der Beatmungsdruck über

dem intrapulmonalen Druck liegen. Als Maßstab für den hämodynamisch wirksamen mittleren intrapulmonalen Druck kann der mittlere Beatmungsdruck angesehen werden, der sich bei konstanter Druckkurve eines Beatmungsapparates und bei bekanntem Atemzeitverhältnis berechnen läßt. Je länger die Inspirationsphase dauert, desto höher steigt dieser kreislaufbelastende Druck an. Eine möglichst geringe Beeinträchtigung der Zirkulation wird also durch Senken des mittleren Beatmungsdruckes erzielt. In jedem Fall wird aber bei der IPP - Beatmung ein positiver Mitteldruck erhalten (31, 3).

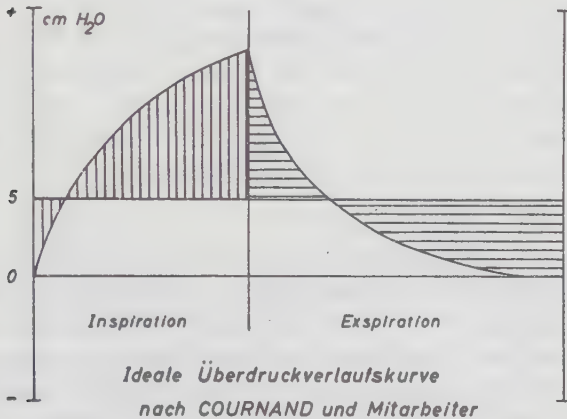


Abb. 1

Cournand, Motley, Werkö, Richards (10) und Maloney und Whittenberger (23) haben gezeigt, daß der funktions-tüchtige Organismus die künstlich umgekehrten Druck - veränderungen bei der IPP - Beatmung durch aktive Gegen-regulationsmaßnahmen kompensiert, solange der mittlere Beatmungsdruck von +5 cm H₂O nicht überschritten wird. Dies geschieht durch Erhöhung des mittleren peripheren

Venendruckes infolge der vermehrten Tonisierung der Venomotoren und der Bauchmuskulatur. Dadurch wird die venöse Blutzufuhr zum rechten Herzen aufrechterhalten und das Herzzeitvolumen nur wenig verringert. Eine Kreislaufbelastung, die vor allem bei vorgeschädigtem Herzen in Erscheinung tritt, besteht jedoch weiterhin.

Die günstigste Druckverlaufskurve bei der IPP - Beatmung ist die Kurve vom " Typ III " (s. Abb. 1) nach COURNAND und Mitarbeitern (10): nach gleichmäßig zunehmender Kompression des Atembeutels wird dieser auf dem Höhepunkt der Inspiration losgelassen. Darauf folgt die sogenannte " expiratorische Pause ". Dadurch wird der mittlere Beatmungsdruck so niedrig wie möglich gehalten.

Die Lungendurchblutung nimmt bei der Überdruckbeatmung mit steigendem intrapulmonalem Druck ab. Ebenso beeinflusst das Atemzeitverhältnis zwischen Expiration und Inspiration den Grad der Durchblutung (22, 1). Je länger die positive Druckphase andauert, desto ausgeprägter ist die Durchblutungsverminderung.

ad b.) PNPR (Positive Negative Pressure Respiration)
Mit dieser Beatmungsmethode wird nach STOFFREGEN (31) ein niedrigerer, " physiologischerer " Mitteldruck erzielt, indem nach der Überdruck - Einatmung die Expirationsluft aus der Lunge durch Anwendung eines negativen Druckes wieder herausgesogen wird. Der Mitteldruck liegt bei dieser Beatmungsmethode jedoch noch immer im positiven Bereich (s. Abb. 2).

Die PNP - Beatmung stellt der IPP - Beatmung gegenüber eine geringere Kreislaufbelastung dar, da der mittlere Beatmungsdruck durch die negative Ausatmungsphase niedriger gehalten wird. Dadurch sind auch weniger Gegenregulationsmaßnahmen von seiten des Organismus erforderlich. Gegenüber der IPP - Beatmung erhöht sich somit das venöse Blutangebot zum Herzen und das Herzzeitvolumen steigt entsprechend an.

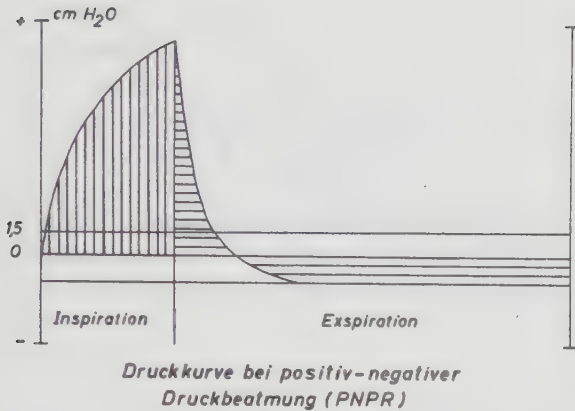


Abb. 2

Nach STOFFREGEN (31) und nach BRÜNER, HÖRNICKE und STOFFREGEN (6) wird die Lunge bei der PNP - Beatmung gegenüber der IPP - Beatmung vermehrt durchblutet. Das heißt, daß das Schlagvolumen des Herzens infolge der negativen Ausatemungsphase erhöht wird, während der Lungengefäßwiderstand abnimmt. Ferner werden bei der PNP - bzw. Wechseldruckbeatmung sowohl die inspiratorischen, als auch die expiratorischen Atemwiderstände überwunden; bei der Überdruckbeatmung dagegen nur die inspiratorischen. Die Lungenentleerung wird also bei der PNP - bzw. Wechseldruckbeatmung aktiv unterstützt (3). Außerdem liegt bei diesen Beatmungsmethoden die Atemmittellage niedriger als bei der Überdruckbeatmung, sodaß daraus eine Verbesserung der alveolären Ventilation resultiert. Diese Veränderungen sind jedoch sehr geringfügig (3).

ad c.) WDB (Wechseldruckbeatmung)

Bei dieser Beatmungsform, die als Untergruppe der PNP - Beatmung anzusehen ist, wird ein Mitteldruck von 0 erzeugt, wobei der positive Einatemungsdruck durch einen entsprechenden negativen Ausatemungsdruck ausgeglichen wird. Die Wechseldruckbeatmung stellt nach HÖRNICKE und STOFFREGEN (15, 31) die optimale Form der künstlichen Lungenbelüftung dar, obwohl auch sie noch keine ideale Lösung ist, da der Mitteldruck nicht wie bei der Spontanatmung durch eine negative Inspirationsphase mit negativem Druck erzeugt wird.

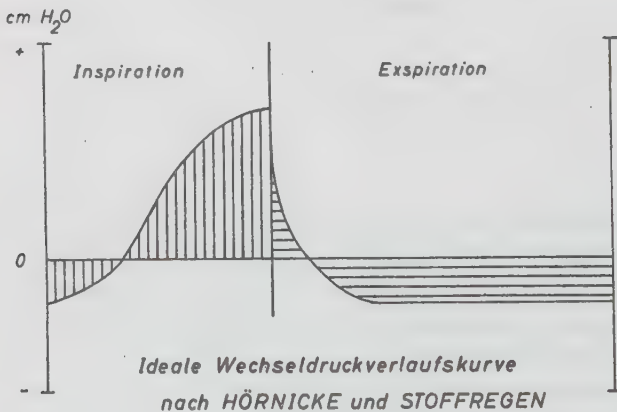


Abb. 3

Die " Ideale Wechseldruckverlaufskurve " nach HÖRNICKE und STOFFREGEN (15, 31) ist charakterisiert durch einen konkaven Druckabfall am Ende der Inspirationszeit, eine verlängerte Expirationszeit, einen geringeren negativen Einatemungsdruck als positiven Ausatemungsdruck und einen mittleren Beatmungsdruck von 0 (s. Abb. 3).

Folgende wichtige Indikationen für die künstliche Beatmung können aufgestellt werden (27):

- a.) Periphere Atemlähmungen auf Grund einer Poliomyelitis, Myasthenia gravis oder anderer neurologischer Erkrankungen. Ferner bei Nervengasvergiftung oder bei Curarisierung zur Behandlung von Tetanus, Status epilepticus oder während kontrollierter Hypothermie.
- b.) Schwere pathologische Veränderungen der Lunge, wie z.B. beim Lungenemphysem, beim Lungenödem oder bei einem Status asthmaticus. Ferner gehören in diese Gruppe auch Störungen, die nach Resektion von Lungengewebe entstehen können.
- c.) Schwere Traumen der Thoraxwand, besonders nach multiplen Rippenfrakturen oder anderen Thoraxverletzungen.
- d.) Einschränkung der Beweglichkeit des Diaphragmas nach großen abdominalen Operationen oder bei Zwerchfellhochstand (z. B. Ileus)
- e.) Bei Vorliegen einer metabolischen Acidose, bedingt durch Gewebshypoxie, nach kardiovaskulären Eingriffen oder während einer Urämie oder im Schock.
- f.) Bei den Möglichkeiten der Reanimation. Vor allem bei Intoxikationen, Schädelhirntraumen und bei ungenügender Atemtätigkeit nach erfolgreicher cardio-pulmonaler Wiederbelebung.

Die Indikationen für die eine oder andere Beatmungsmethode sind durch die hämodynamischen und atemmechanischen Unterschiede gegeben, wobei Vor- und Nachteile je nach dem vorliegenden Fall abzuwägen sind. Im einzelnen ist die IPP - Beatmung vorzuziehen bei operativen Eingriffen am Hals und an der Thoraxwand, da bei Eröffnung herznaher Venen die Gefahr der Luftembolie besteht (3, 31). Auch bei Vorliegen eines Lungenödemes muß eine Überdruckbeatmung durchgeführt werden. Da bei der Trendelenburglage der venöse Blutstrom zum Herzen bereits begünstigt ist, ist auch hier die IPP - Beatmungsmethode anzuwenden, da durch die hämo-

dynamisch wirksame PNP-oder Wechseldruckbeatmungsmethode das Herz unter Umständen überfordert wäre (31). Beim offenen Thorax entfällt sowohl die Kreislaufbelastung bei der IPP - Beatmung durch eine offene Verbindung mit der Atmosphäre, als auch die kreislauffördernde Wirkung bei der PNP - oder Wechseldruckbeatmung. Daher und wegen der beim offenen Thorax und bei PNP - beziehungsweise Wechseldruck - beatmung auftretenden Mediastinalbewegungen soll die IPP - Beatmung vorgezogen werden.

Die PNP - oder Wechseldruckbeatmung ist nach STOFFREGEN (31) besonders für die Dauerbeatmung geeignet, da es bei langer IPP - Beatmung infolge dauernder kompensatorischer (peripherer) Venendruckerhöhung zu Stauungsercheinungen in den parenchymatösen Organen kommen kann. Ferner ist die PNP - bzw. Wechseldruckbeatmung wegen der kreislauffördernden Wirkung bei Wiederbelebung besser geeignet als die Überdruckbeatmung. Auch bei erhöhten Atemwiderständen, bei hypovolämischen Zuständen und bei herabgesetzter Herzleistung ist die PNP - bzw. Wechsel - druckbeatmung anzuwenden (31, 3). Ferner ist diese Beatmungsmethode auch bei Curarisierung von Patienten zu empfehlen, da durch den verminderten Muskeltonus die kompensatorische periphere Venendruckerhöhung fast oder ganz ausbleibt (31).

Für jede kontrollierte Beatmung ist die Abschätzung des Atemzeitverhältnisses, der Frequenz und des Atem - volumens von großer Bedeutung. Die Größe des Ventilationsbedarfes ist in einem von RADFORD (29, 30) aufgestelltem Nomogramm abzulesen, aus dem das für jeden Patienten bestimmte " Grundatemvolumen " zu entnehmen ist. Mit diesem Nomogramm hat RADFORD die Beziehungen, die zwischen dem Atembedarf und dem Stoffwechsel und damit auch mit der Körperoberfläche bestehen, zusammengefaßt. Das optimale Atemvolumen kann je nach dem Körpergewicht, dem Geschlecht

des Patienten und je nach der Atemfrequenz ermittelt werden. Der Frequenzbereich unterteilt sich in "Erwachsene" (8 bis 18/min.), in " Kinder " (18 bis 30/min.) und in " Kleinstkinder " (30 bis 50/min.). KRONSCHWITZ (21) hat jedoch festgestellt, daß RADFORD in seinem Nomogramm nicht das Schlauchsystem des Narkoseapparates berücksichtigt hat, welches den Totraum zusätzlich erhöht. So ist bei künstlicher Beatmung nach BARK (2) und NORLANDER (28) u.a. eine um 15 - 30% über das Ruheatemvolumen hinaus - gehende Hyperventilation erforderlich. Folglich müssen auch die Atemvolumina nach dem RADFORD - Nomogramm erhöht werden.

2.) Einteilung und Definition der Respiratoren.(27).

Eine Klassifizierung der verschiedenen Respiratoren kann durch die unterschiedlichen Steuerungsmöglichkeiten der Beatmungsphasen vorgenommen werden. Es gibt folgende 4 Phasen, in denen der Beatmungscyclus des Respirators abläuft :

1. die Inspirationsphase
2. der Übergang von der Inspirations - zur Expirationsphase
3. die Expirationsphase
4. der Übergang von der Expiration - zur Inspirationsphase

Über die Einteilung der Respiratoren entscheidet der Mechanismus, der die Umschaltung von der Inspiration zur Expiration (Phase 2) bewirkt. Folgende Respirator-klassen lassen sich demnach finden :

1. Zeitgesteuerte Respiratoren
2. Druckgesteuerte Respiratoren
3. Volumengesteuerte Respiratoren
4. Gemischt gesteuerte Respiratoren

Zeitgesteuert bedeutet, daß ein Zeitmechanismus die Inspiration steuert und damit die Expiration beginnt.

Das geschieht im Respirator unabhängig von dem Zustand in den Lungen des Patienten. Man kann diese Zeitsteuerung einmal pneumatisch (z.B. Bennett - Respirator) oder elektrisch (z.B. Barnett - Respirator) oder auch elektromagnetisch (z.B. Engström - Respirator) erreichen.

Druckgesteuert heißt, daß die Inspiration aufhört, wenn im Respirator ein vorher eingestellter Druck in den Lungen des Patienten erreicht ist. Hiernach beginnt die Expiration (z.B. Poliomat).

Volumengesteuert gibt an, daß die Inspiration dann beendet ist, wenn der Respirator ein vorher bestimmtes Volumen gefördert hat. Dies geschieht unabhängig davon, ob nun wirklich die Luft die Lungen des Patienten erreicht oder aber durch eventuelle undichte Stellen im System nach außen entweicht. Als Beispiele für diesen Respirator gelten die Respiratoren Lundia, Stephenson und Howells.

Gemischt gesteuerte Respiratoren bestehen aus zwei oder drei der oben beschriebenen Respiratorklassen (z.B. Spiromat).

Aus der Vielzahl der Steuerungsmöglichkeiten lassen sich 2 Gruppen klassifizieren, welche die Einteilung der Respiratoren erheblich erleichtert :

1. die primär volumengesteuerten Respiratoren und
2. die primär druckgesteuerten Respiratoren

Charakteristisch für diese beiden Typen ist die Art, wie der Respirator auf plötzlichen Anstieg des Widerstandes in der Lunge reagiert, um hierdurch ein konstantes Beatmungsvolumen aufrechterhalten zu können:

Die druckgesteuerten Geräte erhöhen die Beatmungsfrequenz, was in Extremfällen zu einer deutlichen Abnahme der alveolären Ventilation führen kann.

Die volumengesteuerten Geräte erhöhen den Insufflationsdruck, um so den Widerstand zu überwinden. Diese Tatsache kann jedoch in einigen Fällen zu Schädigungen des Lungenparenchyms führen, besonders, wenn Sicherheitsventile am Respirator nicht vorhanden sind.

B.) DER HOWELLS VENTILATOR (18, 19).
=====

1960 wurde von HOWELLS (18) ein neuer volumengesteuerter Ventilator entwickelt, der verhältnismäßig klein, leicht und daher gut transportfähig ist. Seine Arbeitsweise besteht darin, einen konstant fließenden Gasstrom in einen intermittierenden mit positivem Druck umzuwandeln, wobei das ganze in den Apparat einströmende Gas auch den Patienten erreicht, solange sich keine Undichtigkeiten im System befinden. Dem Minutenvolumen des Patienten entspricht die während einer Minute fließende Gasmenge, welche vom Ventilator in die entsprechenden gewünschten Atemvolumina unterteilt wird. Der Ventilator kann daher als "Minutenvolumenzerteiler" angesehen werden.

Der Apparat arbeitet nur dann zufriedenstellend, wenn der Quellengasdruck mehr als 0,02 atm. beträgt, und wenn der Gasfluß vor allem gleichmäßig erfolgt, da bei unterschiedlichen Fließgeschwindigkeiten ungenaue Ergebnisse auftreten. Das so dem Ventilator zugeführte Gas (durch die mit "supply gas" bezeichnete Öffnung) bläst nun einen im Apparat befindlichen ziehharmonikaförmigen Atembeutel auf. Befindet sich die gewünschte Gasmenge im Beutel, so wird ein Umschaltungsmechanismus in Gang gesetzt, wobei sich das Inspirationsventil öffnet, und somit ein Gasauströmstrom zum Patienten hin erfolgt. Dieser Gasfluß wird größtenteils durch den vom Beutel erzeugten konstanten Druck bewirkt, andererseits wird dieser Vorgang auch durch den gleichzeitigen Quellengaszufluss unterstützt. Das ergibt ein günstiges intrapulmonales Volumen-/Zeitverhältnis, da durch den erzeugten Beuteldruck allein der Gasstrom gegen Ende der Inspiration absinken oder sogar völlig sistieren würde. Da die Einstellung des Zeitverhältnisses von Inspiration zu Expiration (am Ventilator variierbar durch die mit "inspiratory time" bezeichnete Schaltvorrichtung) eine Veränderung des Gasstromes während der Inspirationsphase zur Folge hat,

ergibt sich daraus der Nachteil, daß das Atemvolumen nicht genau einstellbar ist (am Ventilator zu verändern durch die mit "volume selector" bezeichnete Schaltvorrichtung). Die Inspirationsphase dauert solange an, bis nach entsprechender Entleerung der Umschaltmechanismus ausgelöst wird. Dabei schließt sich das Inspirationsventil bei gleichzeitiger Öffnung des Expirationsventiles. Der Beutel kann sich nun wieder passiv füllen.

Der Ventilator ist volumengesteuert, da der Wechsel von der Inspirations - zur Expirationsphase vom Volumen bestimmt wird. Der Wechsel von der Expiration zur Inspiration hängt von der Geschwindigkeit der Gaszufuhr ab. Je höher die Fließgeschwindigkeit des Quellengases und je kleiner das Atemvolumen ist, desto kürzer ist die Expirationsperiode. Diese setzt sich zusammen aus dem expiratorischen Gasausstrom und der expiratorischen Pause. Der expiratorische Gasausstrom erfolgt schnell und vollkommen durch weite Rohre. Die Austrittsöffnung der Expirationsluft befindet sich auf der Oberfläche des Ventilators. Zur Messung des Volumens kann auf diese Öffnung ein Wright - Spirometer angebracht werden, das in dieser Stellung besonders gut ablesbar ist.

- Die von HOWELLS (18) beschriebenen Druckkurven für die intermittierende positive Druckbeatmung zeigen bei diesem Ventilator einen schnellen inspiratorischen Druckanstieg und einen abrupten expiratorischen Druckabfall bis 0 cm H₂O.

Eine sehr wichtige Einrichtung ist das auf der Inspirationsseite des Systems angebrachte Sicherheitsventil, das einen plötzlichen Gasausstrom nach außen erlaubt, wenn der Widerstand im Ventilationssystem des Respirators oder in den Lungen des Patienten über 50 cm H₂O ansteigt. Dieses Ausströmen wird von einem Warnsignal, einem lauten Pfeifen begleitet, wobei gleichzeitig die Expirationsphase eingeleitet wird. Ist dieser Druck wieder auf den

atmosphärischen abgesunken, so schließt sich das Ventil automatisch. Entweder arbeitet der Ventilator dann normal weiter, oder aber es wiederholt sich das Pfeifen bei jedem Atemcyclus solange, bis die Ursache des erhöhten Widerstandes behoben ist.

Der Howells Ventilator ist sehr einfach zu bedienen, da nur zwei Schaltvorrichtungen zum Einstellen vorhanden sind. Einmal dient die mit "volume selector" bezeichnete Schaltvorrichtung zur Einstellung des Atemvolumens und zur Umstellung auf die manuelle Ventilation. Die andere Einstellungsmöglichkeit besteht in einer Änderung des Zeitverhältnisses von Inspiration zu Expiration. Mit Hilfe eines am Apparat befindlichen Manometers kann der vom Respirator zur ausreichenden Beatmung erforderliche Widerstand während der Inspiration beurteilt werden. Die Werte entsprechen sehr genau den Mund - Druckwerten, und sind daher wichtig für die Beobachtung der Compliance der Lungen und des Thorax des Patienten. Compliance - Änderungen können durch die Druckreserven des Ventilators kompensiert werden, da der Apparat beim Wechsel von der Inspiration zur Expiration volumengesteuert ist.

Jede Bewegung des sich im Apparat befindlichen Blasebalges kann durch einen mit ihm verbundenen Stab auf der Oberfläche des Apparates mitverfolgt werden.

Der Howells Ventilator ist primär als Nicht - Rückatmungssystem entwickelt worden. Er findet auch im geschlossenen System Verwendung. Nach HUNTER (20) hat der Ventilator bei lang andauernder Beatmung zwei Nachteile: einmal wird nur ein begrenzter zusätzlicher Druck zur Überwindung eines Atemwiderstandes erzeugt, zum anderen verfügt der Ventilator über keine zusätzliche Einrichtung, um bei Überbelastung infolge eines wachsenden Gasausstromes einen entsprechenden sofortigen Ausgleich zu schaffen.

Beim Umschalten zur manuellen Beatmung wird der mit " volume selector " bezeichnete Schalter auf " manual "

gestellt. Dabei wird das Inspirationsventil in der Einatmungsstellung fixiert. Der Rückatembeutel wird an eine besondere Vorrichtung des zum Patienten führenden Schlauches angebracht, der durch die mit "inspiratory manual bag" bezeichnete Öffnung mit dem Apparat verbunden ist.

Da ein einfacher und preiswerter Apparat hergestellt werden sollte, sind keine Vorkehrungen zur Anwendung eines negativen Druckes getroffen worden.

Der Ventilator arbeitet lageunabhängig und ist vor Gefahr der Korrosion geschützt. Das Ablassen von kondensiertem Wasser, das bei einer Langzeitbeatmung unter Zwischenschaltung eines Anfeuchters entsteht, geschieht durch eine Drainage, deren äußere Öffnung am Apparat mit "drain" bezeichnet ist. Der Ventilator besitzt keine elektrisch betriebenen Bestandteile, sodaß er bedenkenlos in explosiver Umgebung angewendet werden kann. In einem geräumigen Lagerfach können alle Zubehörteile untergebracht werden.

Daten: Atemvolumen : von 100 - 1200 cm³;

Maximales Atemminutenvolumen: 100 Liter/min.

Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration:
von 1:1 bis 1:5;

Positiver Druck: bis zu 500 cm H₂O;

Ausmaße : Gewicht: 12,7 kg;

Länge: 46,0 cm;

Breite: 27,5 cm;

Höhe: 29,5 cm;

C.) Z W E C K D E R U N T E R S U C H U N G =====

Die am Howells Ventilator befindlichen beiden Schaltvorrichtungen stellen die einzigen Variablen dar. Sie dienen einmal für die Einstellung des Atemvolumens ("volume selector" = VS), zum anderen für die Änderung des Zeitverhältnisses von Inspiration zu Expiration ("Inspiratory time" = IT). Da die Einstellungsmöglichkeiten der Atemvolumina (VS) nur in relativen Zahlen von 1 bis 6 angegeben sind, ist es nicht möglich die exakten Werte bei den verschiedenen Zeitverhältnissen von Inspiration zu Expiration von 1:1 bis 1:5 sofort zu ermitteln.

Daher sollen mit der Aufstellung eines Nomogramms die Beziehungen zwischen den Apparateneinstellungen (VS und IT) und der absoluten Atemvolumina, der Atemfrequenzen und der am Rotameter des Narkoseapparates eingestellten Gasmenge hergestellt werden. Hierdurch kann die künstliche Beatmung mit dem Howells Ventilator nach vorausbestimmten Kriterien, wie gewünschte Atemvolumina und gewünschte Atemfrequenzen, wesentlich erleichtert werden.

I.) VERSUCHSANORDNUNG UND DURCHFÜHRUNG DER MESSUNGEN

Die am Ventilator (s. Abb. 4, 5, 7) befindliche mit "supply gas" bezeichnete Öffnung wurde durch einen Hochdruck - Gummischlauch mit einem Feldnarkosegerät der Firma Draiger (Lübeck) verbunden. Über das Rotameter (s. Abb. 9) des Narkoseapparates konnte Gas von 0 - 15 Liter/min. zugeführt werden. Das Gas wurde mittels eines Hochdruck - Gummischlauches und eines an seinem Ende befindlichen Durchflußventiles (s. Abb. 10) von einer zentralen Sauerstoffanlage dem Rotameter direkt zugeführt. Hierdurch ließen sich Druckschwankungen und damit Veränderungen der Durchflußmengen vermeiden, da der Druck in der zentralen Sauerstoffanlage mit 3,5 atm. konstant war.

Die Ein - und Ausatmungsschenkel des Respirators wurden über zwei Y - Stücke (s. Abb. 6) mit zwei elastischen Gummibeuteln verbunden, die auf Grund ihres Widerstandes der Compliance eines normalen Erwachsenen entsprachen. Das Fassungsvermögen jedes Beutels betrug maximal 750 ml. Auf die Gasaustrittsöffnung des Ventilators wurde ein Wright - Spirometer (s. Abb. 8) montiert, wodurch die exakten Expirationsvolumina gemessen werden konnten.

Mit dieser Versuchsanordnung sollten die Beatmungsvolumina und -frequenzen bei verschiedenen Atemminutenvolumina ermittelt werden, wenn die IT - und VS - Einstellungen am Ventilator verändert wurden.

Um das Atemminutenvolumen (AMV) während einer 3 - minütigen, mit einer Stoppuhr ermittelten Meßzeit möglichst genau zu erhalten, wurde die RotameterEinstellung vor jeder Einzelmessung korrigiert. Dabei wurden die mit "volume selector" (VS) und mit "Inspiratory time" (IT) bezeichneten Schaltvorrichtungen am

Ventilator für die jeweilige Einzelmessung eingestellt. Zur Sicherung einer konstanten Gasmenge wurde am Wright-Spirometer über 3 Minuten das Atemminutenvolumen kontrolliert.

Die eigentlichen Versuche konnten in zwei Meß - perioden unterteilt werden. Bei dem ersten Meßvorgang . wurde bei konstantem Atemminutenvolumen (bei 3, 6, 9, 12 und 15 Litern/min.) und bei konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration ($IT = 1$ bis $IT = 5$) das Atemvolumen (von $VS = 1$ bis $VS = 6$) mittels der dafür bestimmten Schaltvorrichtungen am Howells Ventilator verändert. Beim zweiten Meßvorgang wurde bei konstantem Atemvolumen ($VS = 1 - 6$) und bei konstantem Atem - minutenvolumen (AMV) das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration verändert ($IT = 1 - 5$).

E.) E R G E B N I S S E

Die Meßergebnisse wurden in den Tabellen I bis XII zusammengefaßt und beschrieben.

Zeichenerklärung der folgenden Tabellen:

IT : bedeutet das Zeitverhältnis zwischen Inspiration und Expiration von 1:1 bis 1:5 ($IT = 1$ bis 5).

VS : bedeutet das selektive Volumen ($VS = 1$ bis 6).

cm H₂O : bedeutet der Druck, der durch ein am Howells Ventilator befindliches Manometer während der Inspiration gemessen wurde.

Fr : sind diejenigen Atemfrequenzen, die während einer 3 - minütigen Meßzeit mit Hilfe einer Stoppuhr ermittelt wurden. Die in Klammern angegebenen Werte wurden durch Umrechnung in 1 - minütige Meßzeiten erhalten.

AMV : sind diejenigen Atemminutenvolumina in Litern, die während einer 3- minütigen Meßzeit mit Hilfe des am Howells Ventilator angebrachten Wright - Spirometers ermittelt wurden. In Klammern wurden die errechneten 1 - minütigen Meßwerte angegeben.

AV : sind diejenigen Atemvolumina in cm³, die am Wright - Spirometer abgelesen wurden. In Klammern wurden diejenigen Werte aufgezeichnet, die mittels der gemessenen Atemminutenvolumina und Atem - frequenzen während der 3 - minütigen Meßzeit errechnet wurden. Die Berechnung erfolgte nach der Formel $AMV : Frequenz = AV$.

Erster Meßvorgang: konstantes AMV von 3 Litern/min.
variiert wurde VS

IT	VS	AMV/ 3 min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	9.01	(3.00)	1.0	33	(11.0)	270 (273.0)
	2	8.87	(2.96)	2.5	22	(7.3)	400 (403.2)
	3	8.89	(2.96)	4.0	16	(5.3)	565 (555.6)
	4	8.76	(2.92)	8.0	12	(4.0)	730 (730.0)
	5	9.00	(3.00)	12.0	10	(3.3)	900 (900.0)
	6	9.01	(3.00)	20.0	8	(2.7)	1125 (1126.3)
2	1	8.90	(2.97)	0.2	34	(11.3)	260 (261.8)
	2	8.87	(2.96)	1.0	23	(7.7)	390 (385.7)
	3	8.83	(2.94)	2.5	16	(5.3)	560 (551.9)
	4	8.66	(2.87)	6.0	12	(4.0)	720 (721.7)
	5	8.82	(2.94)	12.0	10	(3.3)	880 (882.0)
	6	8.74	(2.91)	22.0	8	(2.7)	1100 (1092.5)
3	1	9.00	(3.00)	0.0	35	(11.7)	266 (257.1)
	2	8.90	(2.97)	0.2	23	(7.7)	390 (387.0)
	3	8.80	(2.93)	1.5	16	(5.3)	550 (550.0)
	4	8.60	(2.87)	6.0	12	(4.0)	710 (733.3)
	5	8.90	(2.97)	12.0	10	(3.3)	890 (890.0)
	6	8.96	(2.99)	23.0	8	(2.7)	1110 (1120.0)
4	1	8.83	(2.94)	0.0	33	(11.0)	260 (267.6)
	2	8.85	(2.95)	1.0	22	(7.3)	400 (402.3)
	3	8.99	(3.00)	2.5	16	(5.3)	570 (561.9)
	4	8.73	(2.91)	7.0	12	(4.0)	730 (727.5)
	5	9.12	(3.04)	13.0	10	(3.3)	910 (912.0)
	6	9.15	(3.05)	24.0	8	(2.7)	1140 (1143.6)
5	1	8.90	(2.97)	0.0	32	(10.7)	270 (278.1)
	2	8.90	(2.97)	1.0	21	(7.0)	410 (423.8)
	3	8.85	(2.95)	2.5	15	(5.0)	590 (590.0)
	4	9.18	(3.06)	8.0	12	(4.0)	760 (765.0)
	5	8.53	(2.84)	14.0	9	(3.0)	950 (947.8)
	6	9.35	(3.12)	26.0	8	(2.7)	1180 (1168.8)

Zu Tabelle I :

Das AMV betrug konstant 3 Liter/min., das während einer 3 - minütigen Meßzeit ermittelt wurde. Bei konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) wurde das selektive Volumen (VS) nach jedem einzelnen Meßvorgang verändert.

Die ermittelten Atemvolumina ergaben Minimalwerte von 260 - 270 cm³ bei einer Frequenz von 11,0 - 11,7/min. (VS = 1, IT = 1 - 5). Die Maximalwerte lagen bei 1125 - 1180 cm³ bei einer Frequenz von 2,7/min. (VS = 6, IT = 1 - 5). Die Drucke stiegen infolge der zunehmenden Atemvolumina (mit steigendem selektiven Volumen = VS) von 0 cm H₂O bis zu maximal 26 cm H₂O an, wobei der relativ größte Anstieg zwischen VS = 5 (11 - 14 cm H₂O) und VS = 6 (20 - 26 cm H₂O) zu verzeichnen war.

Zweiter Meßvorgang: konstantes AMV von 3 Litern/min.
variiert wurde IT

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	9.07 (3.02)		2.5	33	(11.0)	270 (274.8)
2		8.98 (2.99)		1.0	33	(11.0)	270 (272.1)
3		9.07 (3.02)		0.5	34	(11.3)	260 (265.6)
4		8.97 (2.99)		0.2	34	(11.3)	260 (263.8)
5		9.12 (3.04)		0.1	34	(11.3)	260 (268.2)
1	2	9.13 (3.04)		4.0	23	(7.7)	400 (397.0)
2		9.03 (3.01)		2.0	23	(7.7)	400 (392.6)
3		8.95 (2.98)		1.5	23	(7.7)	395 (389.1)
4		8.86 (2.95)		1.2	23	(7.7)	395 (385.2)
5		9.13 (3.04)		1.0	23	(7.7)	400 (397.0)
1	3	8.90 (2.97)		6.0	16	(5.3)	565 (556.3)
2		8.81 (2.94)		4.0	16	(5.3)	560 (550.6)
3		8.89 (2.96)		4.0	16	(5.3)	560 (555.6)
4		8.83 (2.94)		4.2	16	(5.3)	560 (551.9)
5		9.19 (3.06)		5.0	16	(5.3)	570 (574.4)
1	4	9.35 (3.12)		9.0	13	(4.3)	730 (719.3)
2		8.73 (2.91)		8.5	12	(4.0)	730 (727.5)
3		8.70 (2.90)		8.5	12	(4.0)	730 (725.0)
4		8.72 (2.91)		8.5	12	(4.0)	730 (726.7)
5		9.09 (3.01)		9.0	12	(4.0)	760 (757.5)
1	5	8.86 (2.95)		13.0	10	(3.3)	880 (886.0)
2		8.79 (2.93)		13.0	10	(3.3)	880 (879.0)
3		8.89 (2.96)		13.0	10	(3.3)	880 (889.0)
4		9.10 (3.03)		13.0	10	(3.3)	910 (910.0)
5		9.35 (3.12)		14.0	10	(3.3)	930 (935.0)
1	6	8.87 (2.96)		22.0	8	(2.7)	1100(1108.6)
2		8.87 (2.96)		22.0	8	(2.7)	1100(1113.8)
3		8.91 (2.97)		22.0	8	(2.7)	1100(1113.8)
4		9.06 (3.02)		24.0	8	(2.7)	1130(1132.5)
5		9.35 (3.12)		25.0	8	(2.7)	1170(1156.3)

Zu Tabelle II :

Das AMV betrug konstant 3 Liter / min. Hier wurde jedoch bei konstantem selektivem Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) verändert.

Es fanden sich hierbei Atemvolumina von 260 - 1170 cm³.

Die Frequenzen betrugen 2,7 - 11,3/min. Die Drucke schwankten zwischen 0,1 cm H₂O (bei VS = 1, IT = 5) und 25,0 cm H₂O (bei VS = 6, IT = 5). Gegenüber dem ersten Meßvorgang fanden sich also nur geringfügige Unterschiede.

Erster Meßvorgang: konstantes AMV von 3 Litern/min.
variiert wurde VS

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	18.07	(6.02)	1.5	64	(21.3)	290 (282.3)
	2	18.19	(6.06)	3.0	44	(14.7)	410 (413.4)
	3	17.93	(5.94)	5.0	31	(10.3)	570 (575.2)
	4	17.68	(5.89)	8.5	24	(8.0)	740 (736.7)
	5	17.78	(5.93)	14.0	19	(6.3)	930 (935.8)
	6	17.50	(5.83)	24.5	15	(5.0)	1170(1166.7)
2	1	18.08	(6.03)	0.5	64	(21.3)	280 (282.5)
	2	18.18	(6.06)	2.0	44	(14.7)	410 (413.2)
	3	17.80	(5.93)	3.0	31	(10.3)	570 (575.2)
	4	17.85	(5.95)	7.5	24	(8.0)	740 (743.8)
	5	17.84	(5.95)	14.0	19	(6.3)	930 (938.9)
	6	17.73	(5.91)	25.0	15	(5.0)	1180(1182.0)
3	1	17.94	(5.98)	0.2	67	(22.3)	260 (267.7)
	2	17.84	(5.95)	2.0	44	(14.7)	400 (405.5)
	3	18.24	(6.08)	4.5	32	(10.7)	570 (570.0)
	4	18.01	(6.00)	8.5	24	(8.0)	760 (750.4)
	5	17.81	(5.94)	15.0	19	(6.3)	940 (937.4)
	6	18.55	(6.18)	26.0	16	(5.3)	1160(1159.4)
4	1	17.93	(5.98)	0.0	65	(21.7)	275 (275.7)
	2	17.94	(5.98)	2.0	43	(14.3)	420 (417.2)
	3	17.70	(5.90)	5.0	30	(10.0)	590 (590.0)
	4	17.71	(5.90)	9.0	23	(7.7)	780 (770.0)
	5	17.54	(5.85)	16.0	18	(6.0)	970 (974.4)
	6	17.91	(5.97)	26.0	15	(5.0)	1200(1194.0)
5	1	17.82	(5.94)	0.0	57	(19.0)	320 (312.6)
	2	17.73	(5.91)	2.5	38	(12.7)	470 (466.6)
	3	18.05	(6.02)	6.5	27	(9.0)	660 (668.5)
	4	17.62	(5.87)	12.0	20	(6.7)	880 (881.0)
	5	17.60	(5.87)	21.0	16	(5.3)	1100(1100.0)
	6	16.88	(5.63)	34.0	13	(4.3)	1300(1298.5)

Zu Tabelle III:

Bei konstantem AMV von 6 Litern/min., welches während einer Meßzeit von 3 Minuten 18 Liter betrug, und bei jeweils konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) wurde das selektive Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang verändert.

Es wurden Atemvolumina von 260 cm^3 bis 1300 cm^3 gefunden. Die Atemvolumina im Bereich des Zeitverhältnisses zwischen Inspiration zu Expiration (IT) von 1:1 bis 1:5 zeigten bei entsprechendem VS von 1 bis 6 nur geringfügige Unterschiede. Die Werte lagen bei VS von 1 und IT von 1 bis 4 um 280 cm^3 , bei VS von 6 um 1180 cm^3 . Bei IT von 5 jedoch stiegen die Atemvolumina bei VS von 1 bis zu 320 cm^3 und bei VS von 6 bis zu 1300 cm^3 an.

Fast ebenso verhielt es sich mit den Drucken, die bei Einstellung eines höheren selektiven Volumens anstiegen. Sie zeigten Werte im Bereich von IT von 1 bis 4 zwischen 0 bis $1,5 \text{ cm H}_2\text{O}$ (bei VS = 1) und $24,5$ bis $26,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ (bei VS = 6). Bei IT von 5 jedoch fanden sich Drucke, die zwischen 0 und $36,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ lagen. Die Atemfrequenzen variierten zwischen $4,3$ und $5,0 / \text{min.}$ (bei IT = 1 - 5, VS = 6) und 19 bis 20 /min. (bei IT = 1 - 5, VS = 1).

TABELLE====IV

- 25 -

Zweiter Meßvorgang: konstantes AMV von 6 Litern/min.
variiert wurde IT

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	17.86 (5.95)		3.0	64 (21.3)		275 (279.1)
2		17.91 (5.97)		1.0	65 (21.7)		270 (275.5)
3		17.80 (5.93)		0.0	65 (21.7)		270 (273.9)
4		18.09 (6.03)		0.0	65 (21.7)		275 (278.3)
5		18.08 (6.03)		0.0	59 (19.7)		310 (306.4)
1	2	17.90 (5.97)		4.0	44 (14.7)		400 (406.8)
2		17.78 (5.93)		2.5	44 (14.7)		400 (404.1)
3		17.96 (5.99)		1.2	44 (14.7)		405 (408.2)
4		18.18 (6.06)		1.5	43 (14.3)		425 (422.8)
5		18.13 (6.04)		2.0	38 (12.7)		470 (477.1)
1	3	17.84 (5.95)		5.5	32 (10.7)		550 (557.5)
2		18.15 (6.05)		4.5	32 (10.7)		570 (567.2)
3		18.35 (6.12)		4.2	32 (10.7)		580 (573.4)
4		18.28 (6.09)		5.0	31 (10.3)		600 (589.7)
5		18.40 (6.13)		6.0	27 (9.0)		690 (681.5)
1	4	18.37 (6.12)		8.5	25 (8.3)		730 (734.8)
2		17.80 (5.93)		7.5	24 (8.0)		740 (741.7)
3		18.04 (6.01)		7.5	24 (8.0)		760 (751.7)
4		18.00 (6.00)		9.0	23 (7.7)		780 (782.6)
5		17.70 (5.90)		12.0	20 (6.7)		890 (885.0)
1	5	17.65 (5.88)		13.5	19 (6.3)		930 (928.9)
2		17.89 (5.96)		13.5	19 (6.3)		930 (941.6)
3		18.18 (6.06)		14.0	19 (6.3)		950 (956.8)
4		17.71 (5.90)		15.5	18 (6.0)		980 (983.9)
5		17.93 (5.98)		22.0	16 (5.3)		1120(1120.6)
1	6	18.35 (6.12)		23.5	16 (5.3)		1150(1146.9)
2		17.58 (5.86)		24.0	15 (5.0)		1170(1172.0)
3		17.92 (5.97)		26.0	15 (5.0)		1200(1194.7)
4		17.50 (5.83)		27.0	14 (4.7)		1250(1250.0)
5		18.85 (6.28)		36.0	13 (4.3)		1450(1450.0)

Zu Tabelle IV:

Hierbei wurde bei konstantem AMV von 6 Litern/min. und jeweils konstantem selektivem Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) verändert.

Wie bei dem ersten Meßvorgang fanden sich auch hier Drucke zwischen 0 und 36,0 cm H₂O. Die Atemfrequenzen lagen zwischen 4,3 und 21,3 / min. Auch bei diesem Meßvorgang fielen die relativ höheren Atemvolumina (310 - 1450 cm³) bei einem IT von 5 auf gegenüber der Atemvolumina (270 cm³ - 1250 cm³) bei IT von 1 bis 4. Es wurde sogar ein Atemvolumen von 1450 cm³ erreicht (bei VS = 6, IT = 5), jedoch bei einem AMV von 6,3 Litern und einem Druck von 36,0 cm H₂O, sodaß diese Einzelmessung nicht verwertbar ist.

Erster Meßvorgang: konstantes AMV von 9 Litern/min.
variiert wurde VS

IT	VS	AMV/ 3 min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	27.33 (9.11)		1.5	96 (32.0)		280 (284.6)
	2	27.40 (9.13)		2.5	65 (21.7)		420 (420.5)
	3	27.22 (9.07)		5.5	47 (15.7)		580 (579.1)
	4	27.06 (9.02)		9.0	36 (12.0)		750 (751.7)
	5	27.35 (9.12)		16.0	29 (9.7)		940 (943.1)
	6	27.45 (9.15)		25.5	24 (8.0)		1140 (1143.8)
2	1	27.20 (9.07)		1.0	92 (30.7)		285 (283.9)
	2	27.07 (9.02)		2.5	64 (21.3)		430 (423.0)
	3	26.82 (8.94)		4.0	46 (15.3)		580 (583.0)
	4	27.43 (9.14)		8.5	36 (12.0)		760 (761.9)
	5	26.73 (8.91)		16.0	28 (9.3)		950 (953.6)
	6	26.78 (8.93)		26.0	23 (7.7)		1150 (1164.3)
3	1	26.97 (8.99)		0.5	95 (31.7)		280 (283.9)
	2	26.97 (8.99)		2.0	63 (21.0)		430 (428.4)
	3	26.86 (8.95)		4.5	45 (15.0)		600 (596.9)
	4	27.12 (9.04)		9.0	35 (11.7)		770 (774.9)
	5	26.85 (8.95)		16.5	28 (9.3)		960 (958.9)
	6	27.40 (9.13)		27.0	23 (7.7)		1180 (1191.3)
4	1	26.89 (8.96)		0.2	89 (29.7)		300 (302.1)
	2	26.72 (8.91)		2.0	59 (19.7)		450 (452.9)
	3	27.08 (9.03)		6.0	43 (14.3)		630 (629.8)
	4	26.97 (8.99)		10.0	33 (11.0)		830 (817.8)
	5	26.64 (8.80)		20.0	26 (8.7)		1020 (1024.6)
	6	26.30 (8.77)		30.0	21 (7.0)		1250 (1252.4)
5	1	26.90 (8.97)		0.2	72 (24.0)		370 (373.6)
	2	27.20 (9.07)		3.5	47 (15.7)		580 (579.1)
	3	27.05 (9.02)		10.0	33 (11.0)		820 (817.8)
	4	26.61 (8.87)		21.0	25 (8.3)		1060 (1064.4)
	5	24.53 (8.10)		31.0	19 (6.5)		1230 (1231.1)
	6	-- --		--	-- --		-- --

Zu Tabelle V:

Bei konstantem AMV von 9 Litern / min., welches während einer Meßzeit von 3 Minuten 27 Liter betrug und bei jeweils konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) wurde das selektive Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang verändert.

Die erhaltenen Atemvolumina erstreckten sich über einen Bereich von 280 cm^3 bei einer Frequenz von $32,0 / \text{min.}$ (IT = 1, VS = 1) bis 1290 cm^3 bei einer Frequenz von $6,3 / \text{min.}$ (IT = 5, VS = 5). Die entsprechenden Atemvolumina bei den verschiedenen selektiven Volumina (VS = 1 - 6) hinsichtlich der Zeitverhältnisse zwischen Inspiration und Expiration von 1:1 (IT = 1) und 1:2 (IT = 2) zeigten praktisch keine Abweichungen. Sie beliefen sich zwischen 280 cm^3 (IT = 1, VS = 1) und 1140 cm^3 (IT = 1, VS = 6). Geringgradig höher lagen die Atemvolumina bereits bei einem IT von 3. Deutlich wurden die Abweichungen hinsichtlich der Atemvolumina bei IT von 4 und IT von 5. Hier bewegten sich die Atemvolumina zwischen 370 cm^3 (IT = 5, VS = 1) und 1290 cm^3 (IT = 5, VS = 5), wobei zu beachten ist, daß die letzte Messung (IT = 5, VS = 6) wegen der Einschaltung des Sicherheitsventiles des Ventilators nicht möglich war. Die Druckwerte zeigten Höchstwerte von $25,5 \text{ cm H}_2\text{O}$ bis zu $30,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 1 - 4, VS = 6) bis auf diejenigen Einzelmessungen, welche das IT von 5 betrafen. Hier wurde bereits bei VS von 5 ein Druck von $31,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ ermittelt. Die letzte Einzelmessung konnte nicht durchgeführt werden, da sich das Sicherheitsventil des Ventilators einschaltete.

Zweiter Meßvorgang: konstantes AMV von 9 Litern/min.
variiert wurde IT

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	27.20	(9.07)	2.7	92	(30.7)	295 (295.7)
2		27.26	(9.09)	1.0	91	(30.3)	300 (299.6)
3		27.26	(9.09)	0.5	90	(30.0)	305 (302.9)
4		27.27	(9.09)	0.5	87	(29.0)	310 (313.4)
5		26.80	(8.93)	1.0	73	(24.3)	370 (367.1)
1	2	26.83	(8.94)	4.5	65	(21.7)	410 (412.8)
2		26.93	(8.98)	3.0	64	(21.3)	425 (420.8)
3		26.89	(8.96)	2.0	64	(21.3)	425 (420.2)
4		26.89	(8.96)	2.2	61	(20.3)	440 (440.8)
5		27.31	(9.10)	4.2	49	(18.3)	560 (557.3)
1	3	27.26	(9.09)	6.0	48	(16.0)	575 (567.9)
2		26.89	(8.96)	5.0	46	(15.3)	590 (584.6)
3		27.22	(9.07)	5.0	45	(15.0)	600 (604.9)
4		27.17	(9.06)	6.0	42	(14.0)	650 (646.9)
5		27.39	(9.13)	10.0	33	(11.0)	830 (830.0)
1	4	26.96	(8.99)	9.0	36	(12.0)	760 (749.4)
2		26.80	(8.93)	8.5	35	(11.7)	770 (765.7)
3		26.65	(8.88)	9.0	34	(11.3)	775 (783.8)
4		26.68	(8.89)	10.5	32	(10.7)	815 (833.8)
5		26.64	(8.88)	20.0	25	(8.3)	1060 (1065.6)
1	5	26.96	(8.99)	15.0	29	(9.7)	925 (925.7)
2		26.58	(8.86)	15.0	28	(9.3)	945 (949.3)
3		26.58	(8.86)	16.5	27	(9.0)	980 (984.4)
4		27.27	(9.09)	20.5	26	(8.7)	1050 (1045.8)
5		--	--	--	--	--	-- --
1	6	27.37	(9.12)	25.0	24	(8.0)	1130 (1140.4)
2		26.82	(8.94)	26.0	23	(7.7)	1160 (1166.1)
3		26.66	(8.89)	27.0	22	(7.3)	1200 (1211.8)
4		27.00	(9.00)	30.0	21	(7.0)	1260 (1265.7)
5		--	--	--	--	--	-- --

Zu Tabelle VI :

Bei dieser Meßperiode wurde bei konstantem AMV von 9 Litern/min. und jeweils konstantem selektivem Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) verändert.

Die Atemvolumina lagen zwischen 295 cm^3 bei einer Frequenz von $30,7 / \text{min.}$ ($IT = 1$, $VS = 1$) und 1260 cm^3 bei einer Frequenz von $27,0 / \text{min.}$ ($IT = 4$, $VS = 6$). Auffallend war auch hier der verhältnismäßig hohe Anstieg der Atemvolumina bei IT von 5 gegenüber der Atemvolumina bei niedrigerem IT (z.B. $IT = 1, 2$ oder 3). Bei den durchgeführten Messungen wurden Druckwerte zwischen $0,5 \text{ cmH}_2\text{O}$ und $30,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ erhalten.

Folgende Meßvorgänge mußten wegen Einschaltung des Sicherheitsventiles unterbleiben:

- a.) $IT = 5$, $VS = 5$
- b.) $IT = 5$, $VS = 6$

Erster Meßvorgang: konstantes AMV von 12 Litern/min.
variiert wurde VS

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	35.90	(11.97)	1.5	125	(41.7)	280 (287.2)
	2	36.12	(12.04)	2.5	85	(28.3)	430 (424.9)
	3	36.03	(12.01)	6.0	61	(20.3)	590 (590.7)
	4	36.16	(12.05)	9.0	47	(15.7)	780 (769.4)
	5	35.93	(11.98)	15.0	37	(12.3)	980 (971.2)
	6	35.80	(11.93)	26.0	30	(10.0)	1180 (1193.3)
2	1	36.17	(12.06)	0.5	121	(40.3)	300 (298.9)
	2	36.08	(12.03)	1.5	82	(27.3)	440 (440.0)
	3	36.00	(12.00)	4.5	59	(19.7)	610 (610.2)
	4	36.10	(12.03)	9.0	45	(15.0)	810 (802.2)
	5	36.09	(12.03)	16.5	36	(12.0)	1000 (1002.5)
	6	36.37	(12.12)	26.0	29	(9.7)	1260 (1254.1)
3	1	36.35	(12.12)	0.2	120	(40.0)	300 (302.9)
	2	36.20	(12.07)	1.0	80	(26.7)	440 (452.5)
	3	36.38	(12.13)	4.5	58	(19.3)	640 (627.2)
	4	35.75	(11.92)	10.0	44	(14.7)	815 (812.5)
	5	36.04	(12.01)	17.0	35	(11.7)	1040 (1029.7)
	6	35.65	(11.88)	29.0	28	(9.3)	1260 (1273.2)
4	1	35.92	(11.97)	0.5	108	(36.0)	330 (332.6)
	2	36.20	(12.07)	2.0	72	(24.0)	500 (502.8)
	3	35.67	(11.89)	6.0	51	(17.0)	700 (699.4)
	4	36.00	(12.00)	12.5	39	(13.0)	930 (923.1)
	5	35.93	(11.98)	25.0	31	(10.3)	1155 (1159.0)
	6	35.80	(11.93)	36.0	25	(8.3)	1430 (1432.0)
5	1	35.97	(11.99)	1.0	77	(25.7)	470 (467.1)
	2	36.30	(12.10)	8.0	48	(16.0)	750 (756.3)
	3	36.19	(12.06)	24.0	31	(10.3)	1160 (1167.4)
	4	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
	5	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
	6	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -

Zu Tabelle VII :

Bei konstantem AMV von 12 Litern / min., welches während einer Meßzeit von 3 Minuten 36 Liter betrug, und bei jeweils konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) wurde das selektive Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang verändert.

Die Extremwerte der erreichten Atemvolumina erstreckten sich von 280 cm^3 (IT = 1, VS = 1) bei einer Frequenz von 41,7 / min. bis 1430 cm^3 (IT = 4, VS = 6) bei einer Frequenz von 8,3 / min. Drei Meßvorgänge konnten wegen Einschaltung des Sicherheitsventils infolge des stark ansteigenden Druckes nicht durchgeführt werden :

a.) IT = 5, VS = 4

b.) IT = 5, VS = 5

c.) IT = 5, VS = 6

Die Atemvolumina betrugen bei IT von 1 280 bis 1180 cm^3 . Sie stiegen bereits bei einem IT von 2 von 300 cm^3 bis 1260 cm^3 an. Bei einem IT von 4 fanden sich schon Werte von 330 cm^3 bis 1430 cm^3 , während bei IT von 5 das niedrigste Atemvolumen 470 cm^3 betrug. Die Drucke lagen in einem Bereich von $0,2 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 3, VS = 1) und $36,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 4, VS = 6), wobei zu beachten ist, daß drei der geplanten Meßvorgänge (s. oben) nicht möglich waren. Auffallend war dabei der erhebliche Druckanstieg bei IT = 1 - 3 bei VS von 6, wobei Drucke von 26 bis $36 \text{ cm H}_2\text{O}$ erzielt wurden. Bei IT von 4 und VS von 5 wurde bereits ein Druck von $25 \text{ cm H}_2\text{O}$ angegeben. Sehr steile Druckanstiege wurden bei IT von 5 erzielt, wobei sich Drucke von $1 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 5, VS = 1), $8,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 5, VS = 2) und $24 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 5, VS = 3) ergaben.

Zweiter Meßvorgang: konstantes AMV von 12 Litern/min.
variiert wurde IT

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	36.10	(12.03)	1.5	124	(41.3)	290 (291.1)
2		36.05	(12.02)	0.5	124	(41.3)	290 (290.7)
3		36.15	(12.05)	0.5	120	(40.0)	300 (301.3)
4		35.96	(11.99)	0.5	112	(37.3)	320 (321.1)
5		36.55	(12.18)	2.0	77	(25.7)	460 (474.7)
1	2	36.39	(12.13)	3.0	86	(28.7)	420 (423.1)
2		36.17	(12.06)	2.2	85	(28.3)	440 (425.5)
3		36.06	(12.02)	2.0	79	(26.3)	460 (456.4)
4		36.03	(12.01)	2.5	72	(24.0)	500 (500.4)
5		35.66	(11.89)	9.5	46	(15.3)	800 (775.2)
1	3	35.89	(11.96)	6.0	61	(20.3)	595 (581.8)
2		35.70	(11.90)	5.0	59	(19.7)	600 (605.1)
3		36.28	(12.09)	5.0	58	(19.3)	630 (625.5)
4		36.27	(12.09)	7.0	52	(17.3)	700 (697.5)
5		34.80	(11.60)	27.0	29	(9.7)	1200 (1200.0)
1	4	36.50	(12.17)	9.0	48	(16.0)	760 (760.4)
2		36.45	(12.15)	9.5	46	(15.3)	800 (792.4)
3		36.57	(12.19)	10.5	45	(15.0)	830 (812.7)
4		35.72	(11.91)	13.5	39	(13.0)	910 (915.4)
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
1	5	36.39	(12.13)	16.0	38	(12.7)	960 (957.6)
2		36.02	(12.01)	17.5	36	(12.0)	1000 (1000.5)
3		35.95	(11.98)	18.0	35	(11.7)	1030 (1027.1)
4		36.25	(12.08)	26.0	31	(10.3)	1180 (1169.4)
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
1	6	36.56	(12.19)	26.0	31	(10.3)	1175 (1180.0)
2		36.25	(12.08)	27.0	30	(10.0)	1200 (1208.3)
3		35.70	(11.90)	30.0	28	(9.3)	1270 (1275.0)
4		34.20	(11.40)	38.0	24	(8.0)	1440 (1425.0)
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -

Zu Tabelle VIII :

Bei dieser Meßperiode wurde bei konstantem AMV von 12 Litern / min. und jeweils konstantem selektivem Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) verändert.

Auch hier ergaben sich gegenüber den ersten Versuchen keine wesentlichen Unterschiede. So erstreckten sich die erhaltenen Atemvolumina von 290 cm^3 (IT = 1, VS = 1) bei einer Frequenz von 41,3 / min. bis 1440 cm^3 (IT = 4, VS = 6) bei einer Frequenz von 6,0 / min. Wie bei der ersten Meßperiode mußten drei Einzelmessungen wegen Ein-schaltung des Sicherheitsventiles unterbleiben:

- a.) IT = 5, VS = 4
- b.) IT = 5, VS = 5
- c.) IT = 5, VS = 6

Für alle der Menge des Atemvolumens bei den verschiedenen Meßversuchen zeigte sich dasselbe Verhalten, wie bei der vorher beschriebenen Tabelle. Ferner schwankten die Drücke zwischen 0,5 cm H_2O (IT = 2,3,4, VS = 1) und 38,0 cm H_2O (IT = 4, VS = 6). Auch hier zeigten sich erhebliche Druckanstiege, insbesondere bei IT von 4 bis 5 und VS von 6. Die Drücke betrugen dabei 26,0 cm H_2O bis 38,0 cm H_2O . Ein auffallender Druckanstieg bis 27,0 cm H_2O zeigte sich ferner bei IT von 5 und VS von 3. Demgegenüber fand sich bei einem VS von 3 und einem IT von 4 nur ein Druck von 7,0 cm H_2O .

Erster Meßvorgang: konstantes AMV von 15 Litern/min.
variiert wurde VS

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	45.72	(15.24)	3.5	149	(49.7)	310 (306.8)
	2	46.09	(15.36)	5.0	103	(34.3)	440 (447.5)
	3	45.05	(15.02)	6.5	74	(24.7)	605 (608.8)
	4	45.40	(15.13)	11.9	58	(19.3)	780 (782.8)
	5	44.80	(14.93)	17.0	46	(15.3)	970 (973.9)
	6	45.20	(15.07)	27.0	38	(12.7)	1200(1189.5)
2	1	45.18	(15.06)	2.0	145	(48.3)	310 (311.6)
	2	45.10	(15.03)	3.0	96	(32.7)	460 (460.2)
	3	44.87	(14.96)	6.0	71	(23.7)	630 (632.0)
	4	44.03	(14.68)	11.5	54	(18.0)	815 (815.4)
	5	44.76	(14.92)	20.0	44	(14.7)	1020(1017.3)
	6	44.83	(14.94)	31.0	36	(12.0)	1250(1245.3)
3	1	45.63	(15.21)	1.5	143	(47.7)	330 (319.1)
	2	44.84	(14.95)	3.0	94	(31.3)	480 (477.0)
	3	45.10	(15.03)	7.0	68	(22.7)	665 (663.2)
	4	44.55	(14.85)	12.0	52	(17.3)	850 (856.7)
	5	44.59	(14.86)	22.0	42	(14.3)	1070(1061.7)
	6	44.18	(14.73)	34.0	34	(11.3)	1300(1299.4)
4	1	45.73	(15.24)	1.5	120	(40.0)	380 (381.1)
	2	44.89	(14.96)	5.0	80	(26.7)	560 (561.1)
	3	44.20	(14.73)	10.0	57	(19.0)	775 (775.4)
	4	44.53	(14.84)	21.0	43	(14.3)	1025(1035.6)
	5	44.90	(14.97)	34.5	34	(11.3)	1340(1320.6)
	6	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
5	1	43.00	(14.33)	12.0	59	(19.7)	730 (728.8)
	2	39.73	(13.24)	18.0	39	(13.0)	1000(1018.7)
	3	32.25	(10.75)	19.0	32	(10.7)	1000(1007.8)
	4	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
	5	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
	6	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -

Zu Tabelle IX :

Bei konstantem AMV von 15 Litern/min., welches während einer Meßzeit von 3 Minuten 45 Liter betrug und bei jeweils konstantem Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) wurde das selektive Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang verändert.

Die Minimal - und Maximalwerte der gemessenen Atemvolumina betrugen 310 cm^3 (IT = 1, VS = 1) bei einer Frequenz von 49,7 / min. und 1340 cm^3 bei einer Frequenz von 11,3 / min. (IT = 4, VS = 5). Folgende vier Einzelmessungen konnten wegen Einschaltung des Sicherheitsventiles nicht durchgeführt werden:

- a.) IT = 4, VS = 6
- b.) IT = 5, VS = 4
- c.) IT = 5, VS = 5
- d.) IT = 6, VS = 6

Nicht verwertbar waren diejenigen Meßvorgänge von IT von 5 bei VS von 1 bis 3, da die konstanten AMV von 15 Litern/min. als Voraussetzung der Versuche nicht erreicht werden konnten. Bei Änderung des IT von 1 bis 4 stiegen auch die Atemvolumina an. So betrug das Atemvolumen bei IT von 1 und VS von 1 z.B. 310 cm^3 . Das Atemvolumen bei IT von 4 und VS von 1 stieg jedoch schon auf 380 cm^3 an. Die niedrigsten Druckwerte von 1,5 bis 5,0 cm H₂O fanden sich im Bereich von IT von 1 bis 4 bei VS von 1 und 2. Die Drucke stiegen bis zu 34,5 cm H₂O an (IT = 4, VS = 5). Selbst bei IT von 1 bis 3 konnten Drucke von 27,0 cm H₂O bis 34,0 cm H₂O gefunden werden, wenn das VS auf 6 gestellt wurde.

Zweiter Meßvorgang: konstantes AMV von 15 Liter/min.
variiert wurde IT

IT	VS	AMV/ 3min.	AMV/ min.	Druck cmH ₂ O	Fr/ 3min.	Fr/ min.	AV
1	1	45.21	(15.07)	3.0	153	(51.0)	295 (295.5)
2		45.08	(15.03)	1.5	149	(49.7)	300 (302.5)
3		45.21	(15.07)	1.2	145	(48.3)	315 (311.8)
4		44.78	(14.93)	1.5	129	(43.0)	350 (347.1)
5		45.05	(15.02)	12.5	61	(20.3)	740 (750.8)
1	2	45.45	(15.15)	4.5	107	(35.7)	425 (424.8)
2		44.87	(14.96)	2.2	103	(34.3)	435 (435.6)
3		45.06	(15.02)	2.2	99	(33.0)	450 (475.4)
4		45.60	(15.20)	4.0	87	(29.0)	515 (524.1)
5		40.85	(13.62)	22.0	39	(13.0)	1050 (1047.4)
1	3	44.70	(14.90)	6.3	75	(25.0)	600 (596.0)
2		44.90	(14.97)	6.0	72	(24.0)	620 (623.6)
3		45.19	(15.06)	6.2	68	(22.7)	660 (664.6)
4		45.18	(15.06)	9.5	58	(19.3)	770 (779.0)
5		33.93	(11.31)	19.5	32	(10.7)	1060 (1060.3)
1	4	45.58	(15.19)	10.0	59	(19.7)	780 (772.5)
2		44.83	(14.94)	10.0	55	(18.3)	815 (815.1)
3		44.94	(14.95)	12.0	52	(17.3)	860 (864.2)
4		44.46	(14.82)	20.0	44	(14.7)	1010 (1010.5)
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
1	5	44.73	(14.91)	17.0	46	(15.3)	960 (972.4)
2		44.00	(14.67)	20.0	43	(14.3)	1020 (1023.3)
3		44.04	(14.68)	22.0	41	(13.7)	1075 (1074.1)
4		45.77	(15.26)	29.5	38	(12.7)	1210 (1204.5)
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
1	6	44.17	(14.39)	27.0	37	(12.3)	1210 (1193.8)
2		45.50	(15.17)	30.0	36	(12.0)	1265 (1263.9)
3		44.80	(14.93)	34.0	34	(11.3)	1320 (1317.6)
4		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -
5		-. -	-. -	-. -	-. -	-. -	-. -

Zu Tabelle X :

Hierbei wurde bei konstantem AMV von 15 Litern/min. und jeweils konstantem selektivem Volumen (VS) nach jedem Meßvorgang das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration (IT) verändert.

Bei dem Vergleich der Atemvolumina der zweiten Meßperiode gegenüber der ersten konnten nur gering - gradige Unterschiede gefunden werden. So zeigten sich hier etwas geringere Atemvolumina im Bereich von IT von 1 bis 4 und VS von 1 und 2. Das niedrigste Atemvolumen betrug hier 295 cm^3 (IT = 1, VS = 1) bei einer Frequenz von 51,0 / min. Der höchste Wert maß 1320 cm^3 (IT = 3, VS = 6) bei einer Frequenz von 11,3 / min. Auch hier konnten vier Einzelmessungen nicht durchgeführt werden, da sich das Sicherheitsventil einschaltete :

- a.) IT = 4, VS = 6
- b.) IT = 5, VS = 4
- c.) IT = 5, VS = 5
- d.) IT = 5, VS = 6

Die Druckwerte bewegten sich zwischen $1,2 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 3, VS = 1) und $34,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ (IT = 3, VS = 6..). Werte von $19,5$ bis $22,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ fanden sich bei IT von 5 und VS von 2 und 3. $20,0 \text{ cm H}_2\text{O}$ und $29,5 \text{ cm H}_2\text{O}$ wurden bei IT von 4 und VS von 4 und 5 gemessen. Bei einem IT von 3 und VS von 6 zeigte sich ein Druck von $34,0 \text{ cmH}_2\text{O}$.

TABELLE XI

(Fortsetzung der Tabelle S. 40)

MITTELWERTE

IT	VS	AMV = 3 Liter / min.			AMV = 6 Liter / min.			AMV = 9 Liter / min.		
		AMV	Fr.	AV	AMV	Fr.	AV	AMV	Fr.	AV
1	1	3.01	11.0	273.9	5.98	21.3	280.7	9.09	31.3	290.1
	2	3.00	7.5	400.1	6.01	14.7	410.1	9.04	21.7	417.1
	3	2.97	5.3	555.9	5.94	10.5	566.8	9.08	15.8	573.5
	4	3.02	4.2	724.7	6.00	8.1	735.7	9.00	12.0	750.5
	5	2.86	3.3	893.0	5.93	6.3	932.3	9.05	9.7	934.4
	6	2.80	2.7	1117.5	5.97	5.1	1156.8	9.14	8.0	1142.1
2	1	2.86	11.2	267.0	5.99	21.5	279.0	9.08	30.5	291.8
	2	2.88	7.7	389.2	5.99	14.7	410.0	9.00	21.3	421.9
	3	2.94	5.3	551.3	5.99	10.5	571.0	8.95	15.3	583.8
	4	2.90	4.0	724.6	5.94	8.0	739.2	9.04	11.8	763.8
	5	2.94	3.3	880.5	5.95	6.3	940.0	8.89	9.3	950.5
	6	2.93	2.7	1085.0	5.88	5.1	1177.0	8.93	7.7	1165.2
3	1	3.01	11.5	261.4	5.95	22.1	270.8	9.04	30.8	293.4
	2	2.98	7.7	388.1	5.98	14.7	406.8	8.98	21.2	424.3
	3	2.95	5.3	552.8	6.09	10.6	571.7	9.01	15.0	600.9
	4	2.88	4.0	729.2	6.00	8.0	751.0	8.96	11.5	779.4
	5	2.97	3.3	889.5	5.99	6.3	947.1	8.91	9.2	971.7
	6	2.98	2.7	1116.9	6.07	5.1	1177.0	9.01	7.5	1201.6
4	1	2.97	11.2	265.7	6.00	21.7	277.0	9.03	29.3	307.8
	2	2.95	7.5	393.8	6.02	14.3	420.0	8.94	20.0	446.9
	3	2.97	5.3	556.9	5.99	10.1	589.8	9.04	14.2	638.4
	4	2.91	4.0	727.1	5.95	7.7	776.3	8.94	10.8	825.8
	5	3.03	3.3	911.0	5.87	6.0	978.1	8.99	8.7	1035.2
	6	3.04	2.7	1138.1	5.73	4.8	1222.0	8.88	7.0	1269.0
5	1	3.00	11.0	273.2	5.98	19.5	309.5	8.95	24.2	370.4
	2	3.01	7.3	410.4	5.97	12.7	471.8	9.09	18.0	505.0
	3	3.01	5.2	582.2	6.07	9.0	675.0	9.07	11.0	820.3
	4	3.04	4.0	761.9	5.88	6.7	883.0	8.88	8.3	1065.0
	5	2.98	3.2	941.4	5.92	5.3	1110.2	--	--	--
	6	3.12	2.7	1162.6	5.95	4.3	1374.2	--	--	--

TABELLE XI

(Fortsetzung von Seite 39)

MITTELWERTE:

Legende s. S. 41

IT	VS	AMV = 12 Liter/min.			AMV = 15 Liter/min.		
		AMV	Fr.	AV	AMV	Fr.	AV
1	1	12.00	41.5	289.1	15.16	50.3	301.2
	2	12.85	28.5	428.0	15.26	35.0	436.2
	3	11.99	20.3	586.3	14.96	24.8	602.4
	4	12.11	15.8	764.9	15.16	19.5	777.3
	5	12.05	12.5	964.4	14.92	15.3	973.2
	6	12.06	10.1	1186.7	14.90	12.7	1191.7
2	1	12.04	40.8	294.8	15.04	49.0	307.1
	2	12.04	27.8	432.8	15.00	33.5	447.9
	3	11.97	19.7	607.7	14.96	23.8	627.8
	4	12.09	15.1	797.3	14.81	18.1	815.3
	5	12.02	12.0	1001.5	14.79	14.5	1020.3
	6	12.10	9.8	1231.2	15.06	12.0	1254.6
3	1	12.08	40.0	302.1	15.14	48.0	315.5
	2	12.04	26.5	454.5	14.98	32.2	465.1
	3	12.11	19.3	626.4	15.05	22.7	663.9
	4	12.05	14.8	812.6	14.92	17.3	860.5
	5	12.00	11.7	1028.4	15.06	14.0	1067.9
	6	11.89	9.3	1274.1	14.83	11.3	1308.5
4	1	11.98	36.7	326.9	15.09	41.5	364.1
	2	12.04	24.0	501.6	15.08	27.8	542.6
	3	11.99	17.1	698.5	14.90	19.2	777.2
	4	11.95	13.0	919.3	14.83	14.5	1023.1
	5	12.03	10.3	1164.2	15.11	12.0	1275.5
	6	11.67	8.1	1428.5	--	--	--
5	1	12.09	25.7	470.9	14.68	20.0	739.8
	2	11.99	15.7	765.8	--	--	--
	3	11.83	10.0	1183.7	--	--	--
	4	--	--	--	--	--	--
	5	--	--	--	--	--	--
	6	--	--	--	--	--	--

Zu Tabelle XI:

Um die in den oben angeführten Tabellen aufgezeigten beiden Meßvorgänge für die Aufstellung des zum Ziele gesetzten Ventilationsnomogrammes verwenden zu können, wurden die Mittelwerte der jeweiligen Einzelmessungen dieser zwei Meßperioden errechnet. Es wurden hierbei die Atemminutenvolumina, Frequenzen und Atemvolumina berücksichtigt.

Die Atemminutenvolumina von 3 Litern / min. konnten nur so eingestellt werden, daß sich Abweichungen bei 7 Einzelmessungen bis zu 5% fanden. Bei der Beurteilung der Atemminutenvolumina von 6 Litern / min. wich nur eine Messung um 5% ab, während die anderen Werte um höchstens 2% variierten. Bei den übrigen Atemminutenvolumina von 9, 12, und 15 Litern konnten die Einstellungen so genau vorgenommen werden, sodaß sich Abweichungen von unter 0,5% ergaben. Die Atemminutenvolumina konnten auf Grund dieser Ergebnisse im Nomogramm als konstant angesehen werden. Die hier ermittelten Atemvolumina mit den entsprechenden Frequenzen wurden dann im Ventilationsnomogramm dargestellt.

Drucke (cm H₂O)

Mittelwerte

IT	VS	AMV = 3 Liter/min. cm H ₂ O	AMV = 6 Liter/min. cm H ₂ O	AMV = 9 Liter/min. cm H ₂ O	AMV = 12 Liter/min. cm H ₂ O	AMV = 15 Liter/min. cm H ₂ O
1	1	1.7	2.25	2.1	1.5	3.25
2		0.6	0.75	1.0	0.5	1.75
3		0.25	0.0	0.5	0.35	1.35
4		0.1	0.0	0.35	0.5	1.5
5		0.5	0.0	0.6	1.5	12.25
1	2	3.25	3.5	3.5	2.75	4.75
2		1.5	2.25	2.75	1.85	2.6
3		0.85	1.6	2.0	1.5	2.6
4		1.1	1.75	2.1	2.25	4.5
5		1.0	2.25	3.85	8.75	20.0
1	3	5.0	5.25	5.75	6.0	6.35
2		3.25	3.75	4.5	4.75	6.0
3		2.75	4.35	4.75	4.75	6.6
4		3.35	5.0	6.0	6.5	9.75
5		3.75	6.25	10.0	25.5	19.25
1	4	8.5	8.5	9.0	9.0	10.75
2		7.25	7.5	8.5	9.25	10.75
3		7.25	8.0	9.0	10.25	12.0
4		7.75	9.0	10.25	13.0	20.5
5		8.5	12.0	20.5	—.	—.
1	5	12.5	13.75	15.5	15.5	17.0
2		12.5	13.75	15.5	17.0	20.0
3		12.5	14.5	16.5	17.5	22.0
4		13.0	15.75	20.25	25.5	32.0
5		14.0	21.5	31.0	—.	—.
1	6	21.0	24.0	25.25	26.0	27.0
2		21.0	24.5	26.0	27.5	30.5
3		22.5	26.0	27.0	29.5	34.0
4		24.0	26.5	30.0	37.0	—.
5		25.5	35.0	—.	—.	—.

Zu Tabelle XII

Hier wurden die Mitteldrucke der ersten und zweiten Meßperiode bei den entsprechenden AMV (von 3, 6, 9, 12 und 15 Litern / min.) errechnet.

Die Druckwerte stiegen um so höher an, je höher das selektive Volumen (VS) gewählt wurde, bzw. je mehr das Atemvolumen betrug. Drucke über 20,0 cm H₂O fanden sich bei VS von 6 und AMV von 3 bis 15 Litern/min. und bei IT von 1 bis 5. Wie aus der Tabelle ersichtlich fanden sich solche Werte auch bei den selektiven Volumina (VS) von 3 (bei AMV = 12 Liter/min., IT = 5), von VS = 4 (AMV = 12 Liter/min., IT = 5 und AMV = 15 Liter/min., IT = 4), und von VS = 5 (AMV = 6 Liter/min., IT = 5; AMV = 9 Liter/min., IT = 4 und 5; AMV = 12 Liter, IT = 4; AMV = 15 Liter/min., IT = 2, 3 und 4).

Die Druckwerte zeigten bei den verschiedenen VS - und IT - Einstellungen und Atemminutenvolumina einen charakteristischen Verlauf. So fielen die Drucke kontinuierlich ab bei VS von 1 und AMV von 3 und 6 Litern/min., während sie bei AMV von 9, 12 und 15 Litern/min. und IT von 4 und 5 wieder anstiegen.

Bei VS von 2 und 3 konnten bei allen AMV sinkende Drucke im Bereich von IT = 1 bis 3, bzw. von 1 bis 2 festgestellt werden, welche bei IT von 4 und 5 wieder zunahmen.

Absinkende Drucke fanden sich dann nur noch bei VS von 4 im Bereich von IT von 1 bis 3 (bei AMV = 3 Liter/min.) und IT von 1 bis 2 (bei AMV = 6 und 9 Liter/min.).

Bei den übrigen VS - Einstellungen wurden nur noch gleiche, bzw. ansteigende Druckwerte im Bereich von IT = 1 bis 5 gemessen.

F.) AUFSTELLUNG DES NOMOGRAMMS

Erste Kurve (s. Abb. 11) :

Nach der Formel

$$AMV = AV \times \text{Frequenz}$$

ergab sich für jedes konstante Atemminutenvolumen von 3, 6, 9, 12 und 15 Litern/ min. eine Hyperbel, wenn die Atemvolumina in ml auf der Ordinate und die dazugehörigen Atemfrequenzen pro min. auf der Abszisse aufgetragen wurden.

Die in den Tabellen aufgeführten, während einer Dauer von drei Minuten ermittelten Meßwerte mußten jedoch, bevor sie für die Kurve angewendet werden konnten, in minütige umgerechnet werden. Das betraf sowohl die aus dem Ventilator strömende und mit dem Wright - Spirometer gemessene Expirationsluft, als auch die während der gleichen Zeit ausgezählten Atemzüge bei allen IT - und VS - Einstellungen am Apparat. Daraufhin wurden die Atemvolumina aus diesen Werten errechnet. Schließlich wurden die Mittelwerte der Atemminutenvolumina des ersten und zweiten Meßvorganges berechnet. Diese Mittelwerte wurden dann unter genauer Beachtung und Bezeichnung der entsprechenden IT - und VS - Einstellungen am Ventilator in die Kurve gezeichnet. Dann wurden die mit IT = 1 bezeichneten Punkte der Atemminutenvolumina von 3, 6, 9, 12 und 15 Litern/min. bei den jeweiligen VS - Einstellungen von 1 bis 6 miteinander durch Geraden verbunden. Genauso wurde mit den mit IT = 2, IT = 3, IT = 4 und IT = 5 markierten Meßpunkten verfahren.

Zweite Kurve (s. Abb. 12) :

Das eigentliche, praktisch anzuwendende Nomogramm ergab sich aus der eben beschriebenen Darstellung. Es wurden außerdem die noch fehlenden konstanten Atemminutenvolumina von 4, 5, 7, 8, 10, 11, 13 und 14 Litern

als Hyperbeln gezeichnet, indem nach der Formel

$$\text{AMV} = \text{AV} \times \text{Frequenz}$$

die Atemvolumina auf der Ordinate und die Frequenzen auf der Abszisse aufgetragen wurden. Ferner wurden die Verbindungslinien zwischen den einzelnen Meßpunkten zu Kurven ausgeglichen, die die entsprechenden IT - Einstellungen am Ventilator bei ganz bestimmten VS - Einstellungen und Atemminutenvolumina darstellten. Einige in den Extrembereichen liegende Meßpunkte wurden nicht berücksichtigt, um eine leichtere Handhabung und eine klarere Übersicht über das Nomogramm zu gewährleisten. Das Ablesen des Nomogramms soll durch das folgende Beispiel erleichtert werden (s. Abb. 13) :

Bei einem über das Rotameter des Narkoseapparates vorausbestimmten Atemminutenvolumen wurden am Ventilator eingestellt :

$$\text{VS} = 3, \text{IT} = 1$$

Aus dem Nomogramm kann entnommen werden, daß z.B. bei einem AMV von 9 Litern/min. das Atemvolumen 570 cm^3 beträgt, und zwar bei einer Frequenz von $15,8 / \text{min.}$

G.) DISKUSSION

Mit Hilfe des aufgestellten Nomogramms soll die Narkosebeatmung mit dem Howells Ventilator vereinfacht werden. Obwohl dieses Beatmungsgerät sehr einfach zu bedienen ist, wird sicher einige Zeit damit verloren, Atemvolumina und Atemfrequenzen bei den möglichen Apparateinstellungen und Atemminutenvolumina während der Narkose auszurechnen. In dem vorliegenden Nomo - gramm sind alle Einstellungsmöglichkeiten des Apparates zu den Atemvolumina (AV), Atemfrequenzen (Fr.) und Atemminutenvolumina (AMV) in Beziehung gesetzt worden. Damit erübrigt sich jeder Zeitverlust, da sofort eine gezielte Einstellung beider Schaltvorrichtungen des Gerätes möglich ist. Das Nomogramm gestattet somit eine Vororientierung während der künstlichen Beatmung. Eine Korrektur kann also sofort ohne vorhergehende Berechnungen genauer und sicherer vorgenommen werden. Die einfache Bedienung des Ventilators zusammen mit dem Nomogramm machen es jedem Anaesthesisten leicht, die gewünschte automatische Beatmung mit dem Howells Ventilator durchzuführen.

Die Versuchsreihe wurde mit einem Gerät durchgeführt und erstreckte sich nur auf einen Bereich der Atem - minutenvolumina (AMV) zwischen 3 und 15 Litern, da die Berücksichtigung sowohl höherer als auch niedrigerer AMV für die klinische Anaesthesie keinen großen praktischen Nutzen bringt. Die normalerweise erforderlichen Atem - minutenvolumina liegen in dem untersuchten Bereich.

Die am Wright - Spirometer abgelesenen Atemminuten - volumina betrugen am Ende der 3 - minütigen Meßzeit nicht genau 3, 6, 9, 12 und 15 Liter, sondern es zeigten sich bei AMV von 3 Litern/min. Abweichungen bis zu 5% bei 7 Einzelmessungen. Bei AMV von 6 Litern/min. wich nur 1 Messung um 5% ab, während die anderen Werte um

höchstens 2% variierten. Bei den übrigen Atemminutenvolumina von 9, 12 und 15 Litern/min. zeigten sich dann höchstens noch Abweichungen von 0,5 %. Auf Grund dieser Ergebnisse wurden die Atemminutenvolumina als konstant angesehen.

Die während der Untersuchungen am Howells Ventilator abgelesenen Manometerdrucke (cm H₂O) sind ein Maß für die vorhandenen Luftwegwiderstände. Sie zeigten die geringsten Werte bei den niedrigsten VS - und IT - Einstellungen, d.h. bei geringgradiger Strömung, infolge des kleinen Atemvolumens und der langen Inspirationsphase (z.B. Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration von 1:1, 1:2 oder auch 1:3). Der Luftwegwiderstand erhöht sich also bei diesem volumengesteuerten Ventilator bei steigendem Atemvolumen und bei Vergrößerung des Zeitverhältnisses von Inspiration zu Expiration. Zum Beispiel wurden bei einem AMV von 15 Litern/min. und einem VS von 6 Drucke im Mittel von 27,0 bis 34,0 cmH₂O gemessen. Diese gelten für IT von 1 bis 3 (Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration von 1:1 bis 1:3). Bei IT von 4 und 5 schaltet sich bei einem AMV von 15 Litern/min. der Sicherheitsmechanismus des Ventilators ein. Die Ursache hierfür ist das sehr hohe Atemminutenvolumen bzw. Atemvolumen in Verbindung mit einer kurzen Inspirationszeit, wodurch ein hoher positiver Druck erzeugt werden muß. Das Sicherheitsventil sorgt dann für die sofortige Umschaltung in die Expirationsphase, wodurch eine Abnahme des geforderten Volumens resultiert. Daraus folgt, daß in diesen Extrembereichen eine ausreichende Ventilation der Lungen in Frage gestellt ist. Andererseits ergeben sich bei AMV von 3 bis 15 Litern/min. und niedrigen VS - und IT - Einstellungen geringe Drucke, welche im Mittel bei AMV von 3 bis 12 Liter/min., IT von 1 bis 3 und VS von 1 Werte zwischen 0 bis 3,0 erreichen.

Die den IT - Einstellungen am Apparat entsprechenden Kurven im Nomogramm sind für jede VS - Einstellung

charakteristisch. Zum Beispiel gehen bei VS von 1 alle Kurven, die IT von 1 bis 5 entsprechen, von einem Punkt aus und zeigen einen relativ flachen Verlauf. Die flachste, fast geradlinig verlaufende Kurve entspricht den IT - Einstellungen von 1 bis 3, d.h. bei VS von 1 werden z.B. bei allen Atemminutenvolumina die gleichen Atemvolumina erreicht. Ein Anstieg der Atemvolumina zeigt sich hier erst bei IT von 4 und 5 mit steigendem Atemminutenvolumen. Dagegen verlaufen die Kurven um so getrennter, je höher die VS - Einstellung gewählt wird bzw. je höher das Atemvolumen und das Atemminutenvolumen beträgt. Zum Beispiel weichen bei VS von 4 alle Kurven (IT = 1 bis 5) völlig voneinander ab. Es steigen hier die Atemvolumina um so mehr an, je größer das Zeitverhältnis von Inspiration zu Expiration gewählt wird und je höher das Atemminutenvolumen ist. Es resultieren bei VS von 4 also bei allen IT - Einstellungen verschiedene Atemvolumina.

Die Atemvolumina erstrecken sich über einen Bereich von ca. 260 cm^3 (bei niedrigem AMV und VS und bei IT von 1 bis 5) bis ca. 1300 cm^3 (bei hohem AMV, VS und IT). Die Atemfrequenzen zeigen Minimalwerte von 2,7/min. (AMV = 3 Liter/min., IT = 1 - 5 und VS = 6) und Maximalwerte von 50/min. (AMV = 15 Liter/min., IT = 1 - 3 und VS = 1). Bei den Einstellungen von IT = 1 und VS = 1 werden also die höchsten Frequenzen, bei den Einstellungen von IT = 4 oder 5 und VS = 6 die höchsten Atemvolumina erreicht.

Die zusätzliche Graduierung der VS - Schaltvorrichtung von 1 bis 6 in je 4 Untereinteilungen wurde bei der Durchführung der Versuche nicht berücksichtigt, da das Volumen nur unwesentlich beeinflusst wird. Ferner wurden die in den Extrembereichen liegenden Meßvorgänge im Nomogramm nicht eingezeichnet, da solche Werte bei praktischer künstlicher Beatmung mit dem Howells Ventilator nicht angewendet werden können.

H.) Z U S A M M E N F A S S U N G

=====

Einer Aufzeichnung der verschiedenen Beatmungs - methoden (IPPR, PNPR und WDB), folgte eine Beschreibung der physikalischen Grundlagen hinsichtlich des unter - verschiedenen Verhaltens der Ventilatoren während der ver - schiedenen Atemphasen.

Der Howells Ventilator ist ein volumengesteuertes Beatmungsgerät für die Überdruckbeatmung (IPPR). Es arbeitet im halboffenen System, also ohne Rückatmung, wodurch das gewünschte Atemvolumen dem Gasstrom ent - sprechen muß. Das Gerät ist tragbar und vor allem leicht zu bedienen, da es nur zwei Schaltvorrichtungen besitzt (VS = selektives Volumen von 1 - 6 und IT = Zeitver - hältnis von Inspiration zu Expiration von 1:1 bis 1:5).

Bei allen IT- und VS- Einstellungen am Apparat wurden in doppelt durchgeführten Meßvorgängen mit einem Gerät die Atemvolumina und - frequenzen und Drucke im Bereich der Atemminutenvolumina von 3 bis 15 Litern/min. ge - messen und in Tabellen festgehalten. Hieraus wurde das vorliegende Nomogramm entwickelt, das dem Anaesthesisten verschiedene Einstellungsmöglichkeiten am Howells Ventilator aufzeigt und somit die Überwachung des Patienten während der Narkose und die automatische Beatmung mit diesem Beatmungsgerät wesentlich erleichtert.

I.) L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- =====
- 1.) ANKENNEY, J.L., C.A. HUBAY, P.R. HACKET and
R.A. HINGSON:
The effect of positive and negative pressure
respiration on unilateral pulmonary blood
flow in the open chest.
Surg. Gyn. Obstetr. 98, 600 - 606 (1954)
 - 2.) BARK, J.:
Säure - und Basengleichgewicht bei kontrol-
lierter Atmung.
Anaesthesist 1, 178 - 180 (1953)
 - 3.) BARTH, L. und M. MEYER:
Moderne Narkose.
2. Aufl. Stuttgart 1965
 - 4.) BROWNLEE, W.F. and F.F.jr. ALLBRITTEN:
The significance of the lung - thorax
compliance in ventilation during thoracic
surgery.
J. Thorac. Surg. 32, 454 - 463 (1956)
 - 5.) BROWNLEE, W.E. and F.F.jr. ALLBRITTEN:
The work of breathing during surgical
operations.
Arch. Surg., Chicago 74, 846 - 858 (1957)
 - 6.) BRÜNER, H., H. HÖRNICKE und STOFFREGEN:
Durchblutungsmessungen an einzelnen Lungen-
lappen bei einphasischer und Wechseldruck-
beatmung.
Anaesthesist 4, 43 - 45 (1955)

- 7.) CAMPBELL, E.J.M.:
Respiratory failure.
Brit. Med.J. 1, 1451 - 1459 (1965)
- 8.) CLUTTON - BROCK, J.:
The cerebral effects of overventilation.
Brit. J. Anaesth. 29, 111 - 113 (1957)
- 9.) COMROE, J.H.jr. and S. BOTELHO:
Unreliability of cyanosis in recognition of
artificial anoxemia.
Amer. J. Med. Sc. 214, 1 - 6 (1947)
- 10.) CURNAND, A., H.L. MOTLEY, L. WERKÖ and D.W.jr.
RICHARDS:
Physiological studies of the effects of
intermittent positive pressure breathing
on cardiac output in man.
Amer. J. Physiol. 152, 162 - 174 (1948)
- 11.) ELAM, J.O., H.J. KERR and C.D. JANNEY:
Performance of ventilators: effect of
changes in lung - thorax compliance.
Anesthesiology 19, 56 - 63 (1958)
- 12.) FRANK, N.R., E.P.jr. RADFORD and J.L. WHITTENBERGER:
Static volume - pressure interrelations
of the lungs and pulmonary blood vessels
in excised cats lungs.
J. Appl. Physiol. 14, 167 - 173 (1959)
- 13.) FREY, R., W. HÜGIN und O. MAYRHOFER:
Lehrbuch der Anaesthesiologie.
Berlin - Göttingen - Heidelberg 1955

- 14.) GORDON, A.S., C.W. FRYE and H.T. LANGSTON:
The cardio - respiratory dynamics of
controlled respiration in the open
and closed chest.
J. Thorac. Surg., St. Louis 32, 431 - 453 (1956)
- 15.) HÖRNICKE, H. und J. STOFFREGEN:
Vergleich von Überdruck - Beatmung und
Wechseldruckbeatmung im Tierexperiment.
Langenbecks Arch. und Dtsch. Z. Chir.
283, 185 - 193 (1956)
- 16.) HOWELL, J.B.L.:
The assessment of pulmonary function.
Brit. J. Anaesth. 34, 603 - 609 (1962)
- 17.) HOWELL, J.B. and B.W. PECKETT:
Studies of the elastic properties of the
thorax of supine anaesthetised paralysed
human subjects.
J. Physiol., London 136, 1 - 19, (1957)
- 18.) HOWELLS, T.H.:
A new mechanical ventilator.
Brit. J. Anaesth. 32, 436 - 443 (1960)
- 19.) HOWELLS, T.H.:
Howells volume - cycled pulmonary ventilator.
World Med. Electron. and Instrum., London
2, 270 - 271 (1964)
- 20.) HUNTER, A.A.:
Essentials of artificial ventilation
of the lung.
2. Aufl., London 1966

- 21.) KRONSWITZ, H.:
Über das Mitatmen von Atemschläuchen -
- ein experimenteller Beitrag -.
Anaesthesist 8, 180 - 186. (1959)
- 22.) LEE, G.D. and A.B. DUBOIS:
Pulmonary capillary blood flow in man.
J. Clin. Invest. 34, 1380 - 1390 (1955)
- 23.) MALONEY, J.V.jr. and J.L. WHITTENBERGER:
The direct effects of pressure breathing
on the pulmonary circulation.
Ann. N. Acad. Sc. 66, 931 - 938 (1957)
- 24.) MAPLESON, W.W.:
The elimination of rebreathing in various
semi - closed anaesthetic systems.
Brit. J. Anaesth. 26, 323 - 332 (1954)
- 25.) MOTLEY, H.L., A. COURNAND, L. WERKÖ, A. HIMMELSTEIN
and D.T. DRESDALE:
Intermittent positive pressure respiration.
A means of administering artificial
respiration in man.
J. Amer. Med. Ass. 137, 370 - 382 (1948)
- 26.) MUSHIN, W.W., L. RENDALL - BAKER, P.W. THOMPSON
und W.W. MAPLESON:
Automatische Ventilation der Lungen.
(Automatic ventilation of the lung,dt.)
Berlin 1962
- 27.) NOLTE, H.:
Indikationen und Möglichkeiten bei der
Anwendung von Respiratoren.
Vortrag, Medizinische Gesellschaft
Mainz, 24.2.1967

28.) NORLANDER, O.P.:

Anaesthesiologische Gesichtspunkte der
Handhabung thoraxchirurgischer Fälle
während und nach der Operation.
Thoraxchir. 6, 162 - 171 (1958)

29.) RADFORD, E.P.:

Ventilation standards for use in artificial
respiration.
J. Appl. Physiol. 7, 451 - 460 (1955)

30.) RADFORD, E.P., B.G. FERRIS and B.C. KRIETE:

Clinical use of a nomogramm to estimate
proper ventilation during artificial
respiration.
N. England J. Med. 251, 877 - 884 (1954)

31.) STOFFREGEN, J.:

Atmung und Beatmung. Synopsis atemmechanischer
Probleme für die klinische Anaesthesie. Bd. 12
Heidelberg 1961

32.) WATSON, W.E.:

Some observations on dynamic lung compliance
during intermittent positive pressure
respiration.
Brit. J. Anaesth. 34, 155 - 157; 433 - 439;
690 - 695 (1962)

33.) WHITTENBERGER, J.L.:

Artificial respiration.
Physiol. Rev. 35, 611 - 626 (1955)

3.) ABBILDUNGEN
=====

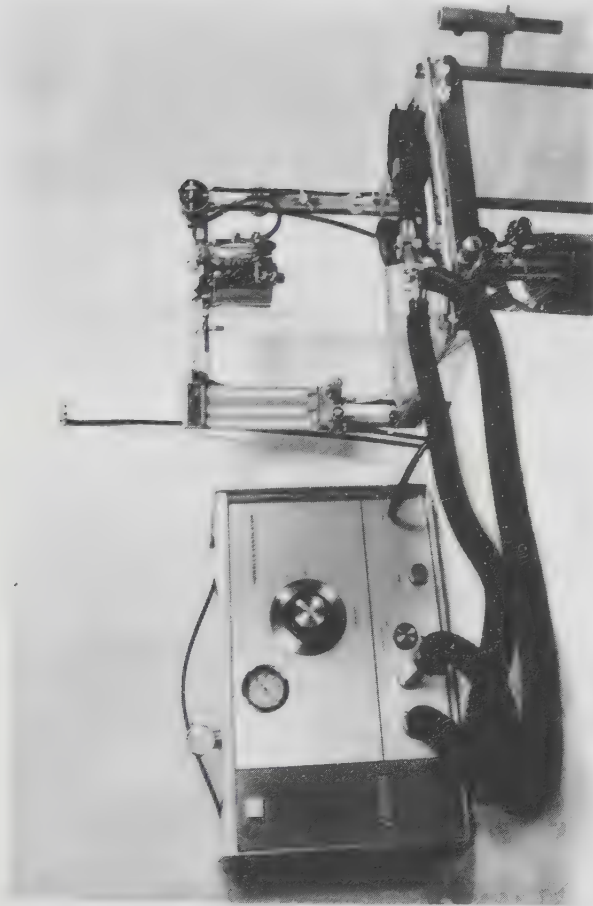


Abb. 4: Die gesamte Versuchsanordnung. (Howells Ventilator
mit aufmontiertem Wright - Spirometer; Schlauchsystem
und Versuchslungen; Narkoseapparat mit Rotameter;
Durchflußventil für Sauerstoff - Wandanschluß)



Abb. 5: Howells Ventilator mit Wright - Spirometer
und Versuchslungen.

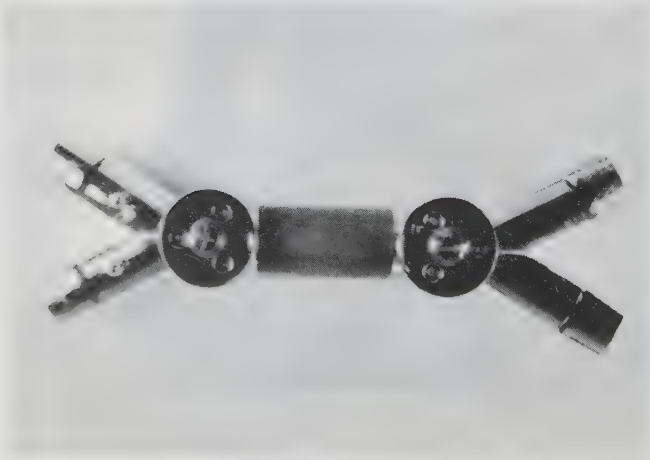


Abb. 6: Zwischenstück. (bestehend aus zwei mit-
einander verbundenen Y - Stücken)

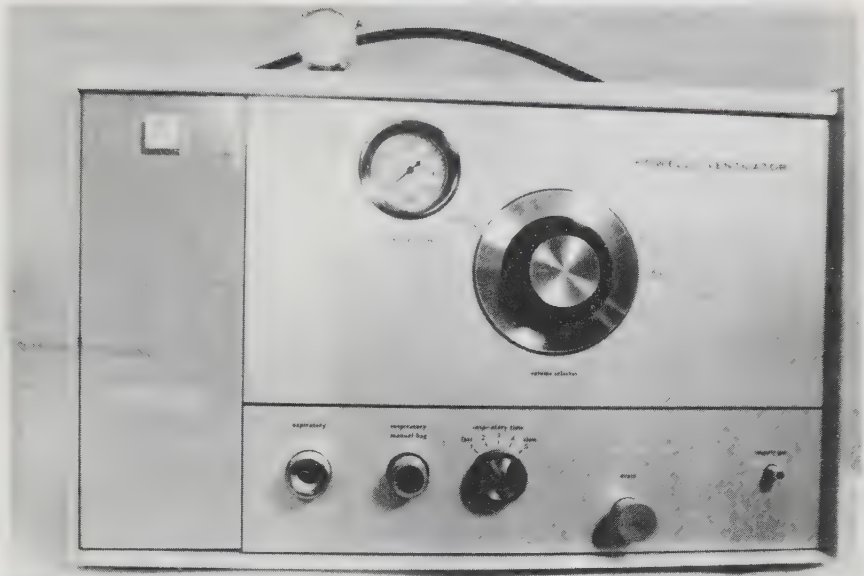
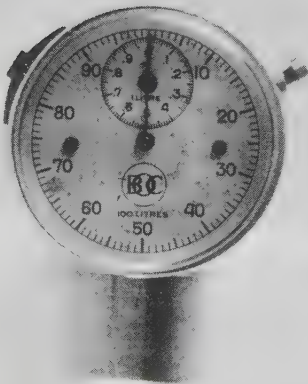


Abb. 7:

Howells Ventilator
(mit aufmontiertem
Wright - Spirometer)



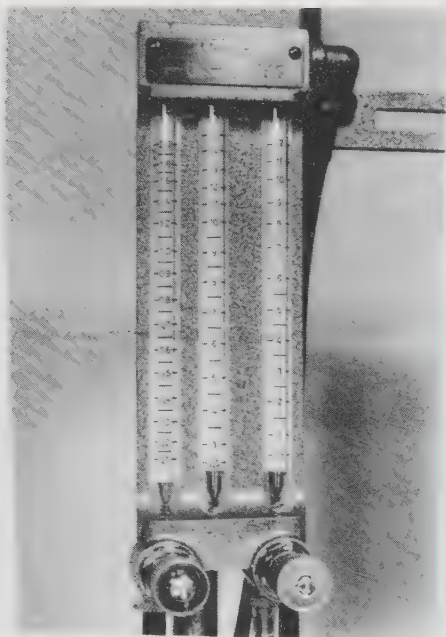


Abb. 9:
Rotameter des
Narkosegerätes.

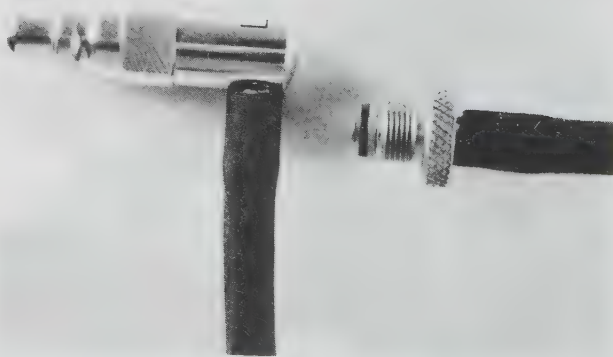


Abb. 10: Durchflußventil für den
Sauerstoff - Wardeńskius.

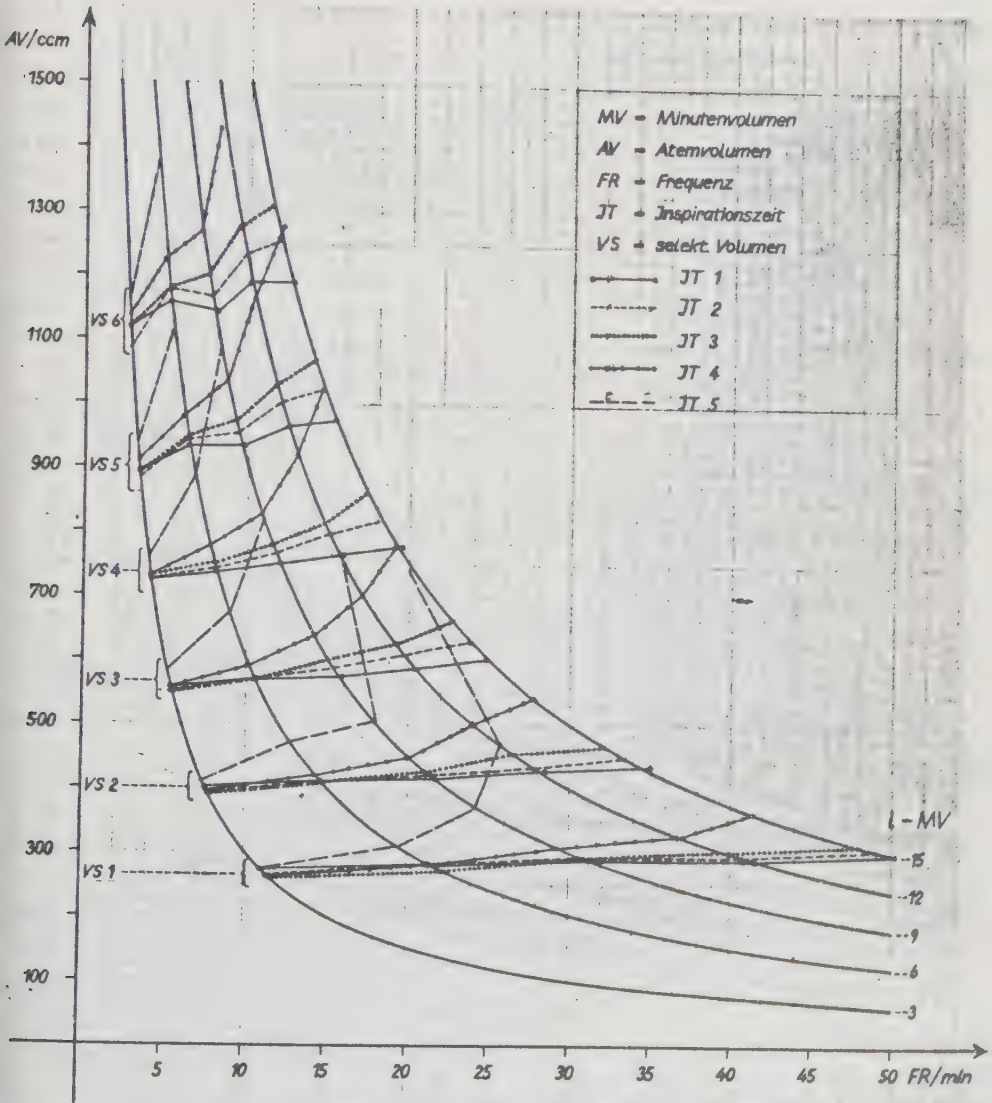


Abb. 11: Ventilationsnomogramm
(Erste Kurve: s. Text S. 44).

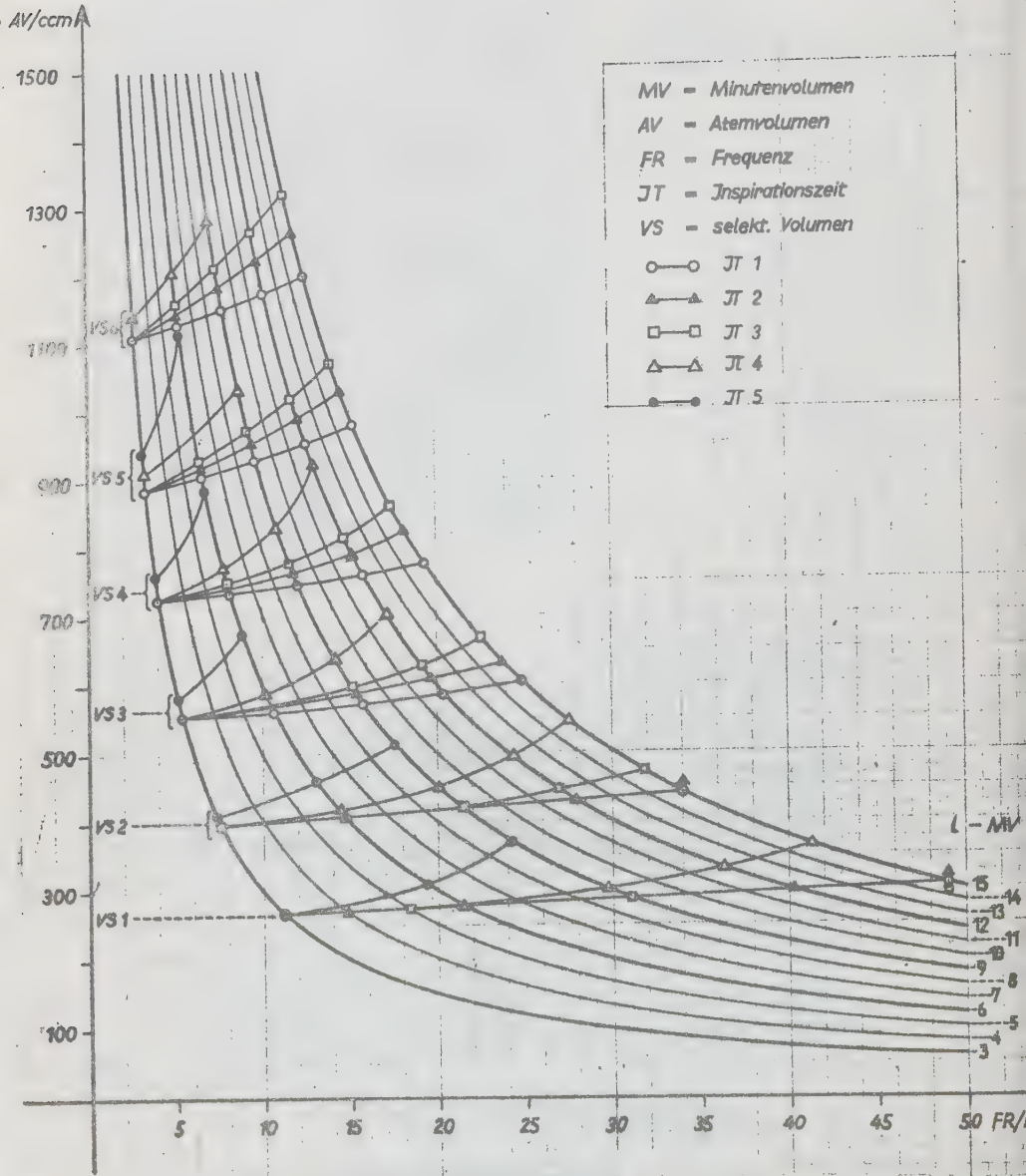


Abb. 12: Ventilationsnomogramm
(Zweite Kurve: s. Text S. 44)

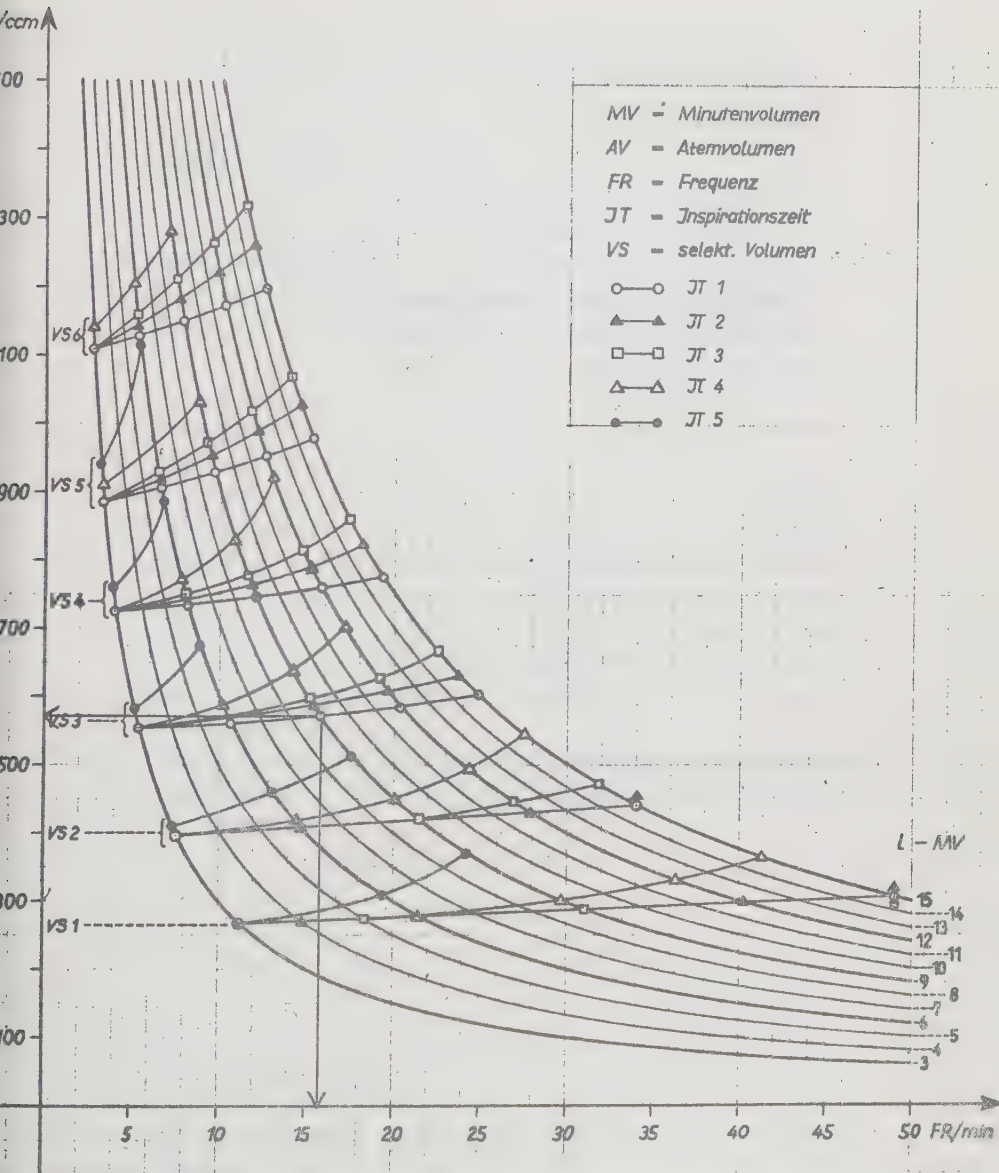


Abb. 13: Ventilationsnomogramm
(Ein Beispiel: s. Text S. 45)

Herrn Prof. Dr. R. FREY danke ich für die Gelegenheit, daß ich diese Arbeit in seinem Institut durchführen konnte.

Herrn Priv. Doz. Dr. H. NOLTE verdanke ich die Überlassung des Themas und wertvolle Unterstützung bei der Durchführung der Experimente.

Ebenso danke ich Herrn Dr. J. DUDECK für wertvolle Ratschläge bei der Aufstellung der Versuchsreihen und der Entwicklung einer graphischen Darstellung des Nomogramms.

L e b e n s l a u f

Als Tochter des Textiltechnikers Erhard Sieler und seiner Ehefrau Renate, geborene Chilian, wurde ich, Barbara Sieler, am 29.7. 1942 als zweites Kind in Chemnitz/Sachsen geboren.

1945 zogen wir nach Langenbach/Ofr. um. Dort besuchte ich die Volksschule von September 1948 bis September 1952. Anschließend verbrachte ich meine Schulzeit bis 1955 im Realgymnasium für Mädchen in Hof/Ofr.

Im Oktober 1955 wechselte ich in das Realgymnasium mit Internat für Mädchen nach Reichersbeuern/Obb. Dort legte ich im Juli 1961 die Reifeprüfung ab. - Im Sommersemester 1962 immatrikulierte ich mich an der Johannes Gutenberg - Universität in Mainz für das Studium der Medizin. Im Wintersemester 1962/63 bestand ich die naturwissenschaftliche und im Sommersemester 1964 die ärztliche Vorprüfung. Das Wintersemester 1964/65 verbrachte ich noch in Mainz, um dann für das Sommersemester 1965 an die Universität in Wien zu wechseln. Danach kehrte ich nach Mainz zurück und legte dort im Januar 1968 die ärztliche Prüfung ab.

Im März 1966 erhielt ich das Thema für meine Dissertation, die ich im Februar 1968 fertigstellen konnte.

